

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG
FACULTÉ DE MÉDECINE

Année 1969

No 45

THESE

PRÉSENTÉE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

PAR

BORENS Michel

né le 11 octobre 1935 à Varsovie (Pologne)

De la thermométrie Médicale

Président: M. Ch. M. GROS, Professeur



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41553609_0024

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG
FACULTÉ DE MÉDECINE

Année 1969

No 45

T H E S E

PRÉSENTÉE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

PAR

BORENS Michel

né le 11 octobre 1935 à Varsovie (Pologne)

De la thermométrie Médicale

Président: M. Ch. M. GROS, Professeur



F A C U L T E D E M E D E C I N E D E S T R A S B O U R G

Doyen	MM. CLAVERT Jean
Doyens honoraires	CALLOT Jacques
	FONTAINE René
Assesseur	CALLOT Jacques

PROFESSEURS TITULAIRES

MM. ARON Claude	Histologie
BASSET André	Clinique Dermatologique
BUCK Paul	Chirurgie Infantile
CALLOT Jacques	Parasitologie et de Médecine Tropicale
CHAMBRON Jacques	Physique Biologique
CHAUMONT André	Médecine Légale et Sociale
CLAVERT Jean	Embryologie et Morphologie expérimentale
FONTAINE René	Clinique Chirurgicale A
GANDAR Robert	Clinique Gynécologique et Obstétricale 1
GREINER Georges	Clinique Oto-Rhino-Laryngologique
GROS Charles	Electro-radiologie
JUNG Adolphe	Chaire de Pathologie et
	Clinique Séméiologique Chirurgicales
KAMMERER Théophile	Clinique Psychiatrique
KAYSER Charles	Physiologie
KLEIN Marc	Biologie Médicale
KORITKE Jean-Georges	Anatomie normale
LE GAL Yvon	Anatomie Pathologique
MANDEL Paul	Chimie Biologique
METZ Bernard	Physiologie Appliquée
METZGER Henri	Thérapeutique
MINCK Raymond	Chaire de Bactériologie, Virologie
	et Immunologie Générale.
MULLER Pierre	Clinique de Maternité
NORDMANN Jean	Clinique Ophtalmologique
OUDET Pierre	Pneumo-Phtisiologie
SACREZ Robert	Pédiatrie et Puériculture
SCHNEEGANS Ernest	Pédiatrie et Puériculture
SCHWARTZ Jean	Pharmacologie et Médecine expérimentale
STAHL Jules	Clinique Médicale B
STEPHAN Frédéric	Pathologie générale et expérimentale
ROHMER Francis	Clinique Neurologique
VEDRINE Jean	Stomatologie
WAITZ Robert	Hématologie
WARTER Julien	Clinique Médicale A
WEISS Alfred	Clinique Chirurgicale B
LAVILLAUREIX Jean	Hygiène
N...	Hydrologie.

PROFESSEURS A TITRE PERSONNEL

MM. BRONNER Albert	Clinique Ophtalmologique
KARLI Pierre	Biologie Médicale
MARESCAUX Jean	Histologie
MARX Charles	Physiologie
MAYER Georges	Hématologie
SEROR Joseph	Pathologie Chirurgicale
WINCKLER Georges	Anatomie
WITZ Jean-Paul	Clinique Chirurgicale B

PROFESSEURS SANS CHAIRE

MM. BATZENSCHLAGER André	Anatomie Pathologique
BOLLACK Claude	Clinique Chirurgicale A
BURGHARD Guy	Pneumo-Phtisiologie
CHAMBON Pierre	Chimie Biologique
DORNER Marc	Clinique Médicale B
ISCH François	Clinique Neurologique
JAHN Henri	Clinique Médicale B
KIRN André	Hygiène
MANTZ Jean-Marie	Clinique Médicale A
MARCOUX François	Médecine Légale.

MAITRES DE CONFERENCES AGREGÉS

MM. ADLOFF Michel	Clinique Chirurgicale B
APROSIO Norbert	Anatomie
ASCH Léopold	Clinique Médicale A
BLOCH Roger	Pharmacologie
BLOCH Pierre	Electro-radiologie
BOCKEL René	Clinique Médicale B
BRINI Alfred	Clinique Ophtalmologique
EBTINGER René	Clinique Psychiatrique
FINCKER Louis	Clinique Médicale B
GAUTHIER-LAFAYE Pierre	Département d'Anesthésiologie
GRENIER Jacques	Clinique Chirurgicale
HERAN Jacques	Pathologie expérimentale
ISRAEL Lucien	Clinique Psychiatrique
JUIF Jean	Pédiatrie et puériculture
KEILING Roger	Electro-radiologie
KELLER Bernard	Gynécologie et Obstétrique 2 (Maternité)
KEMPF François	Electro-radiologie (Clinique Médicale A)
KEMPF Yvan	Orthopédie et Traumatologie
KIENY René	Clinique Chirurgicale A
KREMER Michel	Parasitologie
LANG Gabriel	Hôpital Orthopédique Stéphanie
LEVY Jean-Marc	Pédiatrie et Puériculture
MALEVILLE Jean	Clinique Dermatologique
MAURER Charles	Clinique Médicale B

1. The first part of the report
describes the general situation
of the country and the
state of the economy.

2. The second part of the report
describes the state of the
economy and the state of the
country.

3. The third part of the report
describes the state of the
country and the state of the
economy.

4. The fourth part of the report
describes the state of the
country and the state of the
economy.

5. The fifth part of the report
describes the state of the
country and the state of the
economy.

6. The sixth part of the report
describes the state of the
country and the state of the
economy.

7. The seventh part of the report
describes the state of the
country and the state of the
economy.

8. The eighth part of the report
describes the state of the
country and the state of the
economy.

9. The ninth part of the report
describes the state of the
country and the state of the
economy.

10. The tenth part of the report
describes the state of the
country and the state of the
economy.

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES (Suite)

Mme MAYER Simone	Hématologie
MM. MEHL Jacques	Médecine Légale
PHILIPPE Emile	Anatomie Pathologique
ROEGEL Emile	Pneumo-Phtisiologie
ROHMER Albert	Institut de Puériculture
SACREZ André	Clinique Médicale A
SCHAFF Georges	Physiologie
SCHVINGT Eugène	Clinique Chirurgicale B
SIBILLY Abel	Clinique Chirurgicale A
VERGNES René	Physique Biologique
VINCENDON Guy	Chimie Biologique
VOEGLIN Raymond	Clinique Médicale A
WACKENHEIM Auguste	Electro-radiologie (Clinique Neurologique)
WALTER Jean-Pierre	Electro-radiologie
WARTER Pierre	Electro-radiologie (Clinique Chirurgicale A)
WEILL Jean-Pierre	Clinique Médicale A
WILLARD Daniel	Pédiatrie et Puériculture.

PROFESSEUR ASSOCIE

M. PHILIPPIDES Demètre	Clinique Neurologique.
------------------------	------------------------

A G R E G E S

MM. CHAMPY Maxime	Stomatologie
FRANCK Robert	Stomatologie
KLOTZ Gilbert	O.R.L.

AGREGES LIBRES

MM. BEYER Paul	MM. KUHLMANN Daniel
FORSTER Emile	KUNTZMANN Jean
HOLLENDER Louis	MULLER Jean-Nicolas.

DIRECTEUR DE L'INSTITUT DENTAIRE

M.le Professeur VEDRINE Jean

CHARGES D'UN COURS D'ENSEIGNEMENT COMPLEMENTAIRE

MM. MOISE, SINGER, TISSIER.

SECRETAIRE PRINCIPAL DE LA FACULTE DE MEDECINE

M. Gilbert KIEHL

PROFESSEURS HONORAIRES

MM. ARON Max	MM. ROHMER Paul
BURGER Paul	SCHMID Frédéric
BENOIT Jacques	THIODET Jean
ROEDERER Jean	VINTEMBERGER Pierre

La Faculté a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'elle entend ni les approuver, ni les imputer.

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des maîtres de cette Ecole, de mes chers condiscip-
ples, je promets et je jure au nom de l ' Etre suprême d'être fidèle aux
lois de l'honneur et de la probité dans l 'exercice de la médecine . Je
donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire
au-dessus de mon travail.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce
qui s'y passe.

Ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état
ne servira pas à corrompre les mœurs, ni à favoriser les crimes.

Respectueux et reconnaissant envers mes maîtres, je rendrai à
leurs enfants, l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis resté fidèle
à mes promesses. Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrè-
res si j'y manque.

A LA MEMOIRE DE MES PARENTS,
MORTS EN DEPORTATION.

Arrachés trop tôt à mon affection.

A LA MEMOIRE DE MON ONCLE
ET DE MA TANTE

Dont l'affection et le dévouement
m'ont permis de faire mes études
médicales.

A TOUS MES AMIS

Dont l'amitié m'est si précieuse.

A NOTRE MAITRE ET PRESIDENT DE THESE

MONSIEUR LE PROFESSEUR Ch. M. GROS
PROFESSEUR D'ELECTRO-RADIOLOGIE
DIRECTEUR
DU SERVICE CENTRAL DE RADIOLOGIE.

C'est avec bienveillance que vous nous
avez accueilli.

Votre dynamisme, votre esprit humaniste,
votre quête de savoir a inspiré et guidé
ce travail.

Qu'il nous soit permis de vous exprimer
notre gratitude et notre profond respect.

A NOTRE MAITRE

MONSIEUR LE PROFESSEUR B.METZ

PROFESSEUR DE PHYSIOLOGIE APPLIQUEE

DIRECTEUR

DU CENTRE D'ETUDE BIOCLIMATIQUE DU C.N.R.S.

Nous le remercions de l'honneur qu'il
nous fait de siéger à notre Jury de Thèse.

Qu'il veuille bien trouver ici l'expression
de notre profonde reconnaissance pour
l'intérêt qu'il nous porte en jugeant notre
travail.

A NOTRE MAITRE

MONSIEUR LE PROFESSEUR C. ARON

PROFESSEUR D'HISTOLOGIE

DIRECTEUR

DE L'INSTITUT D'HISTOLOGIE.

Vous nous avez toujours manifesté une
grande bienveillance et vous nous avez
fait profiter de vos précieux conseils.

Permettez nous de vous exprimer ici un
faible témoignage de notre grande
reconnaissance et de notre attachement
fidèle.

A NOTRE MAITRE

MONSIEUR LE PROFESSEUR F.KEMPF

PROFESSEUR AGREGÉ D'ELECTRO-RADIOLOGIE

RADIOLOGUE DES HÔPITAUX

Qui nous a accueilli dans son service et
a guidé avec bienveillance nos premiers
pas en radiologie.

Qu'il trouve ici l'assurance de notre
reconnaissance et de notre respectueux
dévouement.

A MONSIEUR LE DOCTEUR P.BOURJAT
CHEF DE CLINIQUE
ASSISTANT DES HOPITAUX.

A MONSIEUR M.GAUTHERIE
CHARGE DE RECHERCHES A L'INSERM
DOCTEUR INGENIEUR.

Leur concours et leurs conseils avisés
et amicaux nous ont permis de réaliser
ce travail.

A MONSIEUR LE DOCTEUR A.GIVAUDAND
CHEF DU SERVICE DE RADIOLOGIE
DU CENTRE HOSPITALIER DE SAVERNE.

En témoignage de ma profonde sympathie.

"On arrivera un jour, quand on possédera la vraie théorie de la chaleur, à déterminer sûrement toutes les températures autrement què par la dilatation des corps".

Cette prévision d'E. Renau, 1876, est à présent réalisée.

INTRODUCTION

La chaleur, forme la plus dégradée de l'énergie dans la nature, est la source de toute vie et l'effort de la vie pour éloigner la mort. Ce phénomène capital avait été considéré depuis les temps les plus anciens comme le seul essentiel tant par les philosophes que par les médecins.

L'élévation de la chaleur corporelle au cours des processus pathologiques est une notion que les médecins avaient observée depuis l'antiquité la plus éloignée, sans cependant lui attribuer une signification particulière.

Hippocrate fut le premier à entrevoir son importance comme manifestation d'un grand nombre d'états pathologiques. Il désigne cette perturbation de la chaleur corporelle sous le vocable *πυρετος* ou fièvre. Elle devient, après la douleur, la seconde manifestation dont les praticiens purent disposer en vue de circonscrire la nature et l'importance de la maladie.

L'évaluation des variations de la chaleur corporelle était basée sur l'appréciation tactile du praticien. Un procédé d'examen ne devient scientifique et rigoureux que lorsqu'il cesse d'être subjectif pour devenir une grandeur mesurable. L'intérêt d'une mesure quantitative de la chaleur et de ses variations ne devint évident que très tard, alors qu'il était admis qu'elle fut liée à de nombreux phénomènes fondamentaux normaux (combustions, réactions endocellulaires) ainsi qu'à des processus pathologiques de nature inflammatoire et dégénérative.

C'est la raison pour laquelle elle figure parmi les principales grandeurs physiques mesurables avec le temps et la distance.

Ce phénomène physique en fait inexprimable, car se ramenant à une sensation, il fallut le définir de manière précise. Ceci n'a été possible qu'en dissociant la notion élémentaire de chaleur en deux grandeurs physiques complémentaires : La "température" qui s'évalue par la thermométrie et la quantité de chaleur ou simplement la "chaleur" qui s'évalue par la calorimétrie. C'est la notion de température qui apparaît la plus simple et logique et c'est elle qui se prête le mieux à la mesure directe. Quant à l'évaluation de la quantité de chaleur, elle se ramène en règle générale à des mesures de température.

Il y a moins d'un siècle, la mesure des perturbations de chaleur du corps humain, c'est-à-dire la thermométrie clinique, ne s'effectuait que par l'intermédiaire de la dilatation des corps en utilisant soit les variations de volume, soit par les gaz les variations de pression qui lui correspondent.

Aujourd'hui un certain nombre de principes physiques, tels que les forces électromotrices thermoélectriques, les variations de résistance électrique, des conducteurs et semi-conducteurs, l'émission de radiations visibles ou non par les surfaces, servent de base à la thermométrie clinique.

Son essor a suivi tardivement l'évolution des sciences physiques fondamentales durant le XIX^e siècle. Actuellement encore, de nombreux problèmes thermodynamiques en physiologie et physiopathologie demeurent sans réponse.

Si la notion des variations de la chaleur corporelle a fait son entrée dans le domaine clinique depuis l'époque Hippocratique, ce n'est que depuis un siècle environ que la thermométrie est devenue une méthode indispensable en clinique de même qu'en pratique non hospitalière, car elle est la manifestation première des perturbations fonctionnelles centrales et périphériques.

L'histoire du thermomètre et de la thermométrie clinique obéit à la loi générale des grandes découvertes. Elle laisse dans l'indifférence les esprits les plus clairvoyants de son époque et tombe dans l'oubli. Ainsi, entre le jour où la température a pu être déterminée avec précision grâce à l'instrument de mesure et celui où elle devint un élément indispensable aux médecins ainsi qu'aux personnes soucieuses de leur santé, trois cents ans s'écoulèrent.

Après un rappel historique, nous exposerons dans un premier chapitre les bases physiologiques et physiopathologiques de la calorimétrie.

La seconde partie de ce travail sera consacrée aux méthodes thermométriques anciennes et récentes, classées selon les deux modalités d'utilisation au contact et à distance ainsi qu'aux différentes possibilités d'application et aux résultats obtenus.

En effet, durant la dernière décade, un grand nombre de méthodes nouvelles ont été développées.

Elles ont déjà trouvé des applications cliniques intéressantes



dans les services hospitaliers ainsi que dans d'autres domaines, tels que l'industrie, la recherche spatiale ou la défense. Ce n'est pas un travail de novateur, mais un essai de classification des méthodes de thermométrie en soulignant l'intérêt particulier de chacune.

HISTORIQUE

La thermométrie médicale est une notion fort ancienne. Avant de parvenir à ses réalisations actuelles, elle a connu une longue histoire dont nous passerons en revue les différentes étapes.

I - MESURE SUBJECTIVE DE LA TEMPERATURE

Elle constitue la période la plus ancienne. Les écrits ainsi que la tradition orale rapportent que dans la médecine chinoise ainsi que dans celle de l'ancienne Egypte, les perturbations de la chaleur corporelle étaient appréciées à l'aide du sens tactile. De nos jours encore, dans la pratique courante, c'est souvent à la main que revient le rôle de constater une hyperthermie.

Cette méthode subjective dépend à la fois de l'examineur et du patient.

II - L'INVENTION DE L'APPAREIL DE MESURE

L'invention du "thermoscope", attribuée à Galilée, date de 1595. Selon certains, cette invention serait due à François Bacon, Drebbel, Paul Sparti et Sanctorius.

Nous possédons aujourd'hui des documents irréfutables qui précisent les caractères et fixent l'époque de la découverte de Galilée. Il

s'agit en particulier d'une lettre de Sagredo à Galilée écrite au mois de mai 1613, qui l'informe : "J'ai fait subir à l'instrument que vous avez inventé pour mesurer le chaud et le froid diverses modifications qui rendent l'usage plus court et plus précis". Devant ce document cité, on a peine à comprendre que l'invention du thermomètre ait pu être attribuée à François Bacons, qui ne parle d'un instrument à mesurer la chaleur que dans le "Novum organum scientiarum" publié en 1620. Quant à l'oeuvre de Drebbel, elle parut en 1621 et Paul Sparti n'en fait mention qu'en 1622.

Quant à Sanctorius, il fut le premier utilisateur d'un instrument thermométrique pour la détermination de la chaleur corporelle, car il avait entrevu l'importance des deux critères que sont la pesée et la mesure de la chaleur corporelle pour la connaissance de l'organisme.

Les appareils décrits par les différents auteurs ne sont rien d'autre que l'instrument dont la nature et les usages ont été clairement indiqués par une lettre de Castelli. Il s'agit d'un thermoscope à air ou à eau comportant une graduation de 0° à 360°.

III - PERIODE INTERMEDIAIRE DE 1600 A 1871

C'est durant cette période que le thermoscope de Galilée fut appelé thermomètre par P. Leurochon, Diepge, vers 1646, lui apporta des transformations en réduisant le diamètre du réservoir, en introduisant de l'esprit de vin coloré et en fermant hermétiquement l'orifice après en avoir chassé l'air. Il prit ainsi l'aspect qui est encore le sien aujourd'hui. Cependant, il restait encore à déterminer les repères limites de l'échelle de graduation. Ce seront les températures d'ébullition et de congélation de l'eau choisies par Robert Boyle et De Halley.

Bien que devenue possible, la mesure de la chaleur corporelle n'eut cependant aucune application médicale.

Ce n'est qu'un siècle plus tard que Boerhaave reprit la mesure de chaleur corporelle en considérant la fièvre comme un symptôme clinique. L'un de ses élèves, Van Swieten fut du même avis, et considérant l'appréciation de la chaleur au moyen de la sensation tactile comme trop imprécise, il préconisa pour des mesures exactes la mesure par "thermoscopie" en plaçant le thermomètre soit dans la main, soit dans la bouche ou au niveau du creux axillaire. Il situait la température du sujet normal à 96° F, et en cas de maladie au delà de 100° F.

Un autre élève de Boerhaave, de Haen, soumit tous ses malades à des mesures thermométriques.

Le mérite lui revient d'avoir étendu la thermométrie à toutes les affections fébriles et codifié d'une manière très soignée la technique de mesure : "Le thermomètre doit être laissé en contact durant 7 min. 30 et son résultat doit être majoré de 1° à 2° F, en raison de l'ascension ultérieure de la colonne de mercure". Ces résultats seront confirmés ultérieurement, à savoir :

- une température plus élevée chez le vieillard,
- la rémission matinale avec une exacerbation vespérale de la température des sujets fébriles,
- l'élévation thermique au cours du frisson,
- la dissociation pouls-température au cours de certaines maladies,
- la discordance entre l'impression subjective de la chaleur et de la température mesurée .

Il fut le premier à utiliser les modifications pyrexiques comme contrôle thérapeutique et la normalisation de la température comme test de guérison.

Malgré cela, il est certain que la quasi-totalité des médecins de cette époque ignorait et rejetait la thermométrie comme application médicale.

Par contre, dans différents pays, dès 1740, l'on s'intéressa à la thermométrie en expérimentations animales, en particulier en Grande Bretagne où les premiers travaux furent publiés par Ch. Martin dans le "De animalum calore".

Les expériences de Blagjen portèrent sur les modifications de chaleur corporelle des sujets soumis à de fortes élévations de la température ambiante. Inversement, John Hunter étudia les variations thermiques sur les animaux soumis à de basses températures. Il étudia ainsi les premiers problèmes concernant la thermorégulation.

En France, Lavoisier, dans un Mémoire à l'Académie en 1780, analysait le mécanisme de la chaleur corporelle en lui attribuant une triple régulation :

- la respiration qui élimine de la vapeur d'eau et du gaz carbonique,
- la transpiration qui élimine de la chaleur,
- la digestion qui compense au niveau du sang les pertes subies par les deux mécanismes précédents.

Il localisait ainsi la formation de la chaleur au niveau des poumons mais n'excluait pas d'autres processus chimiques comme source de chaleur.

Pour Crawford, en 1779, la source de chaleur corporelle se situe également au niveau des poumons en rapport avec des processus chimiques. Sa libération résulterait d'une affinité plus grande pour l'air atmosphérique que pour le gaz carbonique.

C'est vers la fin du 18^e siècle que James Currie, pour la première fois depuis de Haene, remit en honneur la thermométrie et l'appliqua à la clinique, notamment dans le choix des indications et pour le contrôle du succès thérapeutique.

Alors que les praticiens de tous les pays continuèrent à ignorer la thermométrie clinique, les physiologistes de leur côté se contentèrent de la théorie de Lavoisier selon laquelle la chaleur corporelle était produite par les processus chimiques de la respiration. Ce n'est qu'en 1811 que C. Brodie s'éleva contre la théorie de l'origine respiratoire de la chaleur, en se basant sur l'expérience suivante : "Un chien décapité chez lequel on entretient artificiellement la respiration et la circulation, donc les processus chimiques respiratoires, présente une chute plus rapide de la température que l'animal décapité chez lequel on ne maintient aucun phénomène respiratoire". Il en conclua que la transformation du sang veineux en sang artériel n'était pas génératrice de chaleur, et il localisa la source au niveau du système nerveux.

Ces travaux déclenchèrent une grande polémique qui passionna les chercheurs et réanima les recherches sur ce sujet.

Certains, tels que Dalton et John Davy, Hale et Legallois s'y opposèrent.

D'autres, tels que Nasse, Earle, Chossat soutinrent la thèse de Brodie.

En raison de ces divergences, l'Académie de Paris proposa un prix récompensant les travaux relatifs à l'origine de la chaleur corporelle, prix auquel nous devons les études de Dulong (déc. 1822) et de Despretz (janv. 1823).

Ces deux auteurs mesurèrent chez l'animal, d'une part l'oxygène absorbé et le rejet de gaz carbonique au cours de la respiration, d'autre part la quantité de chaleur produite grâce à des appareils calorimétriques. Ils comparèrent les résultats obtenus aux chiffres théoriques de la combinaison chimique et constatèrent chez l'animal un excédent de chaleur par rapport à ces chiffres théoriques. Ainsi, ils confirmèrent la théorie de Lavoisier et signalèrent la probabilité de l'existence d'autres sources de chaleur dans l'organisme.

Ces discussions théoriques sur l'origine de la chaleur corporelle ne suscitèrent guère d'intérêt pour l'application de la thermométrie clinique. Signalons cependant les travaux de Gentil sur les variations de la température avec l'âge, le sexe, l'heure, ainsi que ceux de Thompson qui s'intéressa plus particulièrement à la production de chaleur au cours des inflammations circonscrites. Ses recherches rencontrèrent cependant des difficultés liées à l'inertie et au refroidissement du thermomètre à mercure au niveau de la peau.

La mise en évidence par Seebeck, en 1822, de l'effet thermo-électrique servira de principe de base au thermocouple ou thermométrie électrique dont la lecture est instantanée et les perturbations peu importantes au niveau du point exploré. Cela permettra à Becquerel et à Bruchet en 1835, en soudant deux éléments en forme d'aiguille, de constater l'élévation thermique des zones enflammées par rapport à la température corporelle normale.

Durant cette période, Chomel, élève de Dupuytren, tout en insistant sur l'importance de la chaleur corporelle en pathologie, prétendait pourtant "que le seul instrument valable pour son appréciation était la main et que la thermométrie ne donnait qu'une idée vague sur l'état thermique et ne pouvait guère fournir l'indication sur ses éventuelles variations".

Piorry, à la même époque, fit adjoindre un thermomètre à son stéthoscope.

Malgré les auteurs que nous avons cités et qui furent les véritables précurseurs de la thermométrie clinique, la situation en 1850 est résumée avec objectivité par Nasse, en ces termes : "Au cours des dernières années, les recherches ayant trait au problème de la chaleur corporelle n'ont guère fait de progrès. Bien plus, elles sont restées au point mort".

C'est à cette époque que furent entreprises des recherches cliniques systématiques aussi bien sur les sujets bien portants que sur les malades car l'intérêt pratique des mesures thermométriques apparut pour l'établissement du diagnostic et comme test thérapeutique. Depuis Currie, personne n'a songé à formuler un tableau synoptique de l'évolution de la température chez le malade.

Les lois de la thermométrie médicale utilisées de nos jours datent de 1841, et sont dues à Andral.

Ces lois permirent les travaux de Gierse (1842), sur les mesures cutanées et muqueuses au cours d'inflammations spontanées ou provoquées d'affections fébriles ainsi que sur la température vaginale durant le cycle et la grossesse. Elles permirent également les travaux de Roger (1844) sur la température des enfants à l'état physiologique et pathologique. Néanmoins, si Roger entrevit l'importance de la température au point de vue diagnostic et pronostic, on peut lui objecter le fait qu'il n'ait pas songé à suivre fidèlement l'évolution thermique au cours des différentes affections qu'il étudia. Le mérite en reviendra à G. Zimmermann qui exigeait chez chaque malade une courbe d'évolution thermique à une époque où l'intérêt de cette évolution échappait à la

plupart des médecins. Il fut sans pitié pour ses contemporains qui négligeaient de suivre un symptôme aussi important. Il eut un autre grand mérite, c'est celui d'avoir compris que l'élévation thermique des inflammations locales était directement en rapport avec une production exagérée de chaleur au niveau même de l'inflammation.

Le principal de tous les progrès réalisés vers 1850, fut une théorie de la chaleur en général et en particulier de la chaleur animale, laquelle résultait d'une réaction de combustion entre les aliments et l'oxygène du sang.

Cette théorie de Liebig confirmait les travaux de Lavoisier.

Ces combustions oxydatives représentent une forme d'énergie pouvant s'extérioriser sous forme de chaleur ou d'énergie mécanique, conception toute nouvelle, due à Mayer admettant la transformation réciproque des différentes énergies, chimiques, calorique et mécanique, appelée Théorie de la Conservation de l'énergie : "Ex nihilo nil fit, nil fit ad nihilum". La démonstration expérimentale du rapport existant entre la chaleur et l'énergie mécanique fut l'oeuvre de Joule. Il montra que la quantité de chaleur nécessaire pour élever de 1° la température d'un litre d'eau pouvait être utilisée pour produire un travail mécanique. Le déplacement à la hauteur d'un mètre d'un poids de 424 kgs représente l'équivalent mécanique de la chaleur qui s'exprime en une nouvelle unité : le kilogrammètre. Ces faits seront confirmés par les expériences de Hirn à Colmar qui avait remarqué que l'accroissement de la consommation d'oxygène lors du travail musculaire ne correspondait plus à la quantité de chaleur produite. En effet, pendant le repos, la consommation d'oxygène était de 30 g. par heure, avec production de chaleur correspondant à 155 unités calorimétriques.

Au cours d'un travail de 27 450 kgm par heure, ces valeurs étaient respectivement de 132 g. d'oxygène et 241 unités de chaleur. Au cours du travail, la consommation d'oxygène était cinq fois plus grande alors que la production de chaleur était seulement 1,66 fois supérieure. Il concluait ainsi qu'une partie de l'oxygène, au lieu d'être transformée en chaleur était utilisée pour la production d'un travail. Cette interprétation n'était possible que grâce aux travaux de Mayer et de Joule.

En 1851, la thermométrie médicale reçut une impulsion nouvelle grâce aux applications cliniques de Barensprung et Traub, qui s'orientèrent vers les notions thermométriques déjà connues. Ils les vérifièrent, les précisèrent et fournirent les preuves de sa valeur informative en médecine. Si leurs travaux n'eurent qu'une très faible audience auprès du corps médical, c'est en raison des difficultés pratiques : durée de 30 min. pour chaque mesure, effectuée au centième de degré. Ces servitudes constituaient une impossibilité d'application dans la pratique médicale courante et même dans le domaine hospitalier.

IV - PERIODE DES APPLICATIONS CLINIQUES

C'est grâce aux travaux de Wunderlich, dans sa clinique de Leipzig, à partir de 1871, que la thermométrie reçut une impulsion nouvelle et trouva ses applications médicales. Malgré les difficultés, la mesure thermométrique fut appliquée initialement à quelques malades sélectionnés puis ultérieurement à tous les malades systématiquement deux fois, quatre fois par jour voire davantage chez les malades fébriles.

En 15 ans, il réunissait 250 000 cas cliniques totalisant plusieurs millions de mesures.

Il constata que dans certaines maladies : typhoïde dans sa forme intestinale, typhus exanthématique, il existait un cycle thermométrique évolutif possédant une immense valeur pratique méconnue des praticiens de son époque.

L'ensemble de ses résultats ne fut publié que quelques années plus tard dans tous les pays d'Europe. Ils reçurent un accueil sceptique et souvent même sarcastique et hostile de la part d'éminents chirurgiens, mais la valeur informative de la thermométrie en pathologie médicale s'imposa aux plus clairvoyants. Ils eurent un mérite d'autant plus grand que le temps d'application du thermomètre était supérieur à 7 min. Ce n'est que lorsque les expériences de Vincent vers la fin du 19^e siècle montrèrent qu'un temps d'application de 3 minutes n'entraînait qu'une erreur relative minime d'environ 0,1 degré C que la thermométrie devint un examen moins astreignant.

Le temps qui s'écoula depuis l'invention de l'appareil de mesure jusqu'à son acceptation par tout le corps médical rend bien compte de l'éternelle méfiance devant toute technique nouvelle. Ce ne sera pas encore la fin de son chemin de croix, car depuis l'école de Rubner à la fin du 19^e siècle qui a mis en évidence l'importance diagnostique de la mesure de la température cutanée, elle n'a acquis le rôle qui est le sien aujourd'hui que grâce aux monographies de Pfleiderer et Butner en 1935, ainsi que celle d'Ipsen en 1936, sans omettre les expériences de Cl. Bernard sur le rôle du sympathique dans la régulation de la température cutanée. Les travaux de Brown Sequard, Babinsky, Heitz, ainsi que ceux des différents auteurs américains comme Brown Benedict, Scott Morton, les Français Saligman, Saidman et Leriche, ont largement contribué à sa définitive acceptation.

V - LES PROCÉDES ACTUELS DE MESURE DE LA TEMPÉRATURE

Des premières aiguilles thermoélectriques à nos procédés les plus modernes, un siècle s'écoulera afin que l'exploration thermique de la surface du corps devienne une modalité classique de l'information médicale. Des progrès ont été réalisés tout d'abord dans les techniques de mesure de la température de la peau par contact grâce à l'utilisation des thermocouples et des thermistances qui, plus précis et plus petits, présentent des avantages par rapport au thermomètre classique. En deuxième lieu, on s'est attaché à l'étude de la répartition thermique sur une surface cutanée. Pour ce faire, nous avons à notre disposition trois techniques :

a) La thermographie I.R.

Découverte du rayonnement IR par Herschel (1800). La mise en évidence des effets thermiques de ce rayonnement par Czerny (en 1929), est à la base des méthodes actuelles de thermographie par IR. Après les travaux de Czerny, le rayonnement IR trouva son application essentielle dans la détection d'objectifs militaires (photographies aériennes, etc...), mais n'intéressa guère le corps médical. Les premières applications médicales furent faites aux U.S.A. en 1956, par Lawson et Gershon-Cohen, dans deux cas de cancer mammaire. Elles permirent de constater et d'enregistrer une hyperthermie au niveau de la tumeur.

Dès 1964, l'image thermique put être reçue sur un écran de télévision en moins de 30 secondes. Cette technique médicale connut un tel essor qu'en 1966 un premier Congrès International de Thermographie se tenait à Strasbourg.

b) La phosphorographie

Son principe repose sur la découverte faite par Becquerel, en 1842, énonçant que la décroissance de la phosphorescence des substances phosphorescentes (le sulfure de zinc) en fonction du temps pouvait être modifiée par l'action de la température ou par celle d'un rayonnement IR incident. Cette technique n'est pas sans présenter des inconvénients car elle ne satisfait pas aux conditions physiologiques. Néanmoins Urbach, Peatman ont, en 1949, apporté à cette méthode des perfectionnements d'un haut intérêt, qui ont permis l'application de la phosphorographie comme technique thermographique et thermométrique.

c) Les cristaux liquides

Ils sont venus enrichir tout récemment les procédés de thermographie par contact. Les acquisitions actuelles ont ouvert une ère nouvelle dans la thermométrie clinique et entrouvert la porte à des techniques nouvelles pour l'exploration thermique des organes pathologiques superficiels et profonds. Elles sont encore du domaine expérimental mais on peut espérer que l'évolution rapide du siècle ne laissera pas dans l'oubli les moyens d'investigations nouveaux et précis pour une meilleure connaissance de la pathologie humaine.

I

LA TEMPERATURE :
SES VARIATIONS PHYSIOLOGIQUES ET PHYSIOPATHOLOGIQUES

I - DEFINITION DE LA TEMPERATURE

La température est une notion subjective dont les variations créent les sensations de chaud et de froid.

Facteur d'intensité de l'énergie calorifique, une température n'est pas en soi une grandeur mesurable, car elle est dépourvue des caractères d'additivité. Elle ne peut être que repérée en fonction d'une échelle de référence.

II - LES ECHELLES THERMOMETRIQUES1) L'échelle de Fahrenheit

La plus anciennement connue. Le point inférieur de l'échelle de graduation est constitué par le point de fusion d'un mélange de glace, sel et ammoniac. Le point supérieur est la température normale du corps humain. Les points de congélation et d'ébullition de l'eau sont alors respectivement de 32° F et 212° F.

2) L'échelle Celsius

La plus communément utilisée, encore dénommée échelle centésimale ou centigrade..

Les deux points fixes de l'échelle que l'on désigne arbitrairement par 0°C et 100°C , dans l'échelle légale ou centésimale correspondent, le premier à la température de la glace pilée fondante, le second à celle de la vapeur d'eau bouillante sous une pression de 760 mm de mercure.

3) L'échelle de Réaumur

La moins employée. Elle considère comme point de fusion et d'ébullition les valeurs de 0°R et 80°R .

4) L'échelle de Kelvin

Le zéro absolu, origine de l'échelle de Kelvin, correspond au degré minimal d'agitation des molécules. Dans ce système, le point de fusion de la glace est de $+ 273,15^{\circ} \text{C}$ et le point d'ébullition de la vapeur d'eau est de $+ 373,15^{\circ} \text{C}$. Il est possible de transformer par une relation correspondante la température indiquée par chacune des échelles en degrés centésimaux.

Ainsi, pour l'échelle de Kelvin, nous avons la relation :

$$T^{\circ} \text{C} = T^{\circ} \text{K} - 273,15$$

Pour l'échelle Fahrenheit :

$$T^{\circ} \text{C} = (T^{\circ} \text{F} - 32) \times 5/9.$$

Et enfin, pour l'échelle Réaumur :

$$T^{\circ} \text{C} = T^{\circ} \text{R} \times 5/4.$$

Les deux points fixes de l'échelle que l'on désigne arbitrairement par 0°C et 100°C , dans l'échelle légale ou centésimale correspondent, le premier à la température de la glace pilée fondante, le second à celle de la vapeur d'eau bouillante sous une pression de 760 mm de mercure.

3) L'échelle de Réaumur

La moins employée. Elle considère comme point de fusion et d'ébullition les valeurs de 0°R et 80°R .

4) L'échelle de Kelvin

Le zéro absolu, origine de l'échelle de Kelvin, correspond au degré minimal d'agitation des molécules. Dans ce système, le point de fusion de la glace est de $+ 273,15^{\circ} \text{C}$ et le point d'ébullition de la vapeur d'eau est de $+ 373,15^{\circ} \text{C}$. Il est possible de transformer par une relation correspondante la température indiquée par chacune des échelles en degrés centésimaux.

Ainsi, pour l'échelle de Kelvin, nous avons la relation :

$$T^{\circ} \text{C} = T^{\circ} \text{K} - 273,15$$

Pour l'échelle Fahrenheit :

$$T^{\circ} \text{C} = (T^{\circ} \text{F} - 32) \times 5/9.$$

Et enfin, pour l'échelle Réaumur :

$$T^{\circ} \text{C} = T^{\circ} \text{R} \times 5/4.$$

III - LES VARIATIONS PHYSIOLOGIQUES

L'homme placé dans un milieu ambiant de 23° C maintient sa température rectale à 37° C, alors que la température de ses extrémités décroît.

Cette constatation nous amène à distinguer deux régions du corps, l'une appelée noyau central dont la température varie dans des limites très étroites, l'autre appelée enveloppe ou écorce dont la température est éminemment variable.

La partie homéotherme de l'organisme se limite à ce noyau comprenant les viscères thoraciques, abdominaux, le cerveau et une partie de la musculature, le reste de l'organisme étant poïkilotherme.

A) Les variations de la température du noyau central

La température de la composante homéotherme de l'organisme oscille dans de très faibles limites pour une température extérieure comprise entre 20° C et 30° C.

Cette température du noyau central n'est pas une constante absolue. Elle varie de part et d'autre du chiffre mesuré au niveau du rectum et qui reflète assez fidèlement cette température centrale.

Statistiquement, sa valeur moyenne est évaluée à 37° C, avec des oscillations considérées comme normales de $\pm 1^{\circ}$ C.

Les facteurs responsables des variations de cette température sont au nombre de six.

1 - Influence métabolique

La chaleur corporelle provient en grande partie de l'énergie d'oxydation des substances nutritives. On peut donc admettre que la température centrale varie en fonction de la valeur calorique des aliments ingérés.

2 - Influence de l'activité musculaire

L'exercice musculaire entraîne une thermogenèse, la température centrale pouvant s'élever de 3° C à 4° C. Mais cette élévation thermique n'est pas le résultat passif d'un excédent de chaleur dépassant les possibilités de déperdition. La température centrale se situe à un niveau supérieur résultant d'un nouvel état d'équilibre entre thermogenèse et thermolyse.

3 - L'influence hormonale

L'activité oestrogénique influence la température centrale. C'est ainsi qu'au cours du cycle menstruel, elle s'élève de 0,3° à 0,5° après l'ovulation et se maintient à cette valeur pendant toute la période lutéinique.

Les hormones thyroïdiennes et médullo-surrénaliennes sont également responsables des variations de la température centrale.

4 - L'influence de l'âge

A la naissance, la température centrale du nouveau-né s'abaisse de 1° à 3° C, le niveau le plus bas est atteint 3 heures après la naissance. Puis une élévation progressive s'étendant sur plusieurs heures est observée.

A la période postnatale, les fluctuations thermiques diminuent progressivement d'amplitude. La température centrale se stabilise autour de 37°C , et l'on voit apparaître un rythme nycthéméral de faible amplitude s'accroissant par la suite en raison d'une chute thermique nocturne de plus en plus marquée.

Au cours de la croissance, l'évolution de la température se présente comme une fonction linéaire décroissante de l'âge. A 3 ans, elle se situe autour de 37°C , à 18 ans à $36^{\circ}2\text{C}$ chez les garçons. Dans le sexe féminin, cette diminution est semblable jusqu'à l'âge de 11 ans, période à laquelle les jeunes filles stabilisent leur température à $36^{\circ}6\text{C}$. Après la ménopause, la température est identique à celle de l'homme.

La sénescence, entraîne un ralentissement de l'ensemble des fonctions de l'organisme, notamment une chute de la température corporelle.

5 - Influence nycthémérale

Cette variation nycthémérale dépend étroitement des modifications métaboliques, de l'activité musculaire, et de la déperdition par évaporation. Sa valeur se situe entre 1°C et $1,5^{\circ}\text{C}$. La température est maximale entre 18 h. et 21 h. et minimale entre 3 et 6 h.

Chez les travailleurs nocturnes, ce rythme est inversé.

6 - Influence climatique

A la chaleur : le séjour de l'homme en climat chaud s'accompagne au début d'une élévation de la température centrale de 2° à 3°C . Celle-ci s'abaisse progressivement au bout de quelques jours pour rejoindre sa

1

valeur initiale par modification du métabolisme hydrominéral et de l'activité des glandes sudoripares.

Au froid : l'exposition brusque au froid n'abaisse que de très peu la température centrale. Après un certain laps de temps, elle revient à sa valeur initiale. Ce résultat est obtenu par élévation du métabolisme à la suite de l'activation des sécrétions thyroïdiennes. Les sujets choqués et comateux exposés brutalement au froid présentent des déperditions caloriques rapides et considérables, avec parfois mort en hypothermie. A côté de ces réactions immédiates, à un changement brutal des conditions thermiques ambiantes, l'organisme présente des réactions plus lentes à s'installer et à disparaître, correspondant à des changements plus durables de la température moyenne extérieure.

B) Les variations de la température cutanée

La température de l'enveloppe, constituée par la peau, le tissu sous cutané, et les extrémités, varie d'une manière plus poïkilotherme en fonction de la température ambiante.

Les variations de la température cutanée se font d'une manière différente, selon que l'organisme primitivement exposé à une température de neutralité thermique est soumis à un abaissement ou à une élévation de la température ambiante.

Dans les 15 premières minutes, la température cutanée moyenne s'élève de 8°C , en cas de passage de 22°C à 50°C et ne baisse que de 2°C dans le cas où la température ambiante baisse de 22°C à 15°C . Après cette période, la température cutanée cesse de croître dans une ambiance chaude par intervention de phénomènes de déperdition. Au froid, elle

continue à décroître durant deux heures en raison de la réserve de chaleur de l'enveloppe ce qui a fait dire à Pearson : "que l'enveloppe se comporte comme un radiateur à effets variables".

Différents facteurs influent sur les variations de la température cutanée. Nous les grouperons en exogènes et endogènes.

1) Facteurs exogènes

a) Influence de la vitesse de l'air : Lorsque la surface cutanée cesse d'être protégée par un matelas d'air pour être balayée par un courant d'air, la déperdition de chaleur augmente par convection et évaporation. On note un refroidissement de la peau de $2/10$ à $3/10^{\circ}$ C.

b) Influences hygrométriques : La température cutanée augmente d'une manière très faible mais significative dans la zone de neutralité thermique, lorsque la pression de vapeur d'eau dans l'air ambiant s'élève. Cet accroissement de la température cutanée a une double signification.

Premièrement, elle résulte de l'augmentation des échanges par convection et radiation, destinés à compenser la réduction de l'évaporation résultant de l'élévation de la pression de la vapeur d'eau.

Deuxièmement, de l'élévation concomitante de la température centrale et cutanée, qui provoque un accroissement de la sudation susceptible de compenser par l'augmentation de l'humidité de la surface cutanée, la réduction d'évaporation due à l'accroissement de la pression de la vapeur d'eau du milieu ambiant.

2) Facteurs endogènes

a) Métabolique. - Dans les conditions basales, la température cutanée est d'autant plus basse que le métabolisme énergétique est plus faible.

Il existe donc une relation linéaire entre la température cutanée et le métabolisme de base par unité de surface. L'ingestion d'aliments riches en protéines entraîne une élévation de la température cutanée par l'augmentation de l'action dynamique spécifique. Cet accroissement thermique se manifeste surtout dans la première demi-heure.

L'absorption de boissons alcoolisées entraîne une hausse de la température cutanée, empêchant de ce fait l'action thermorégulatrice de la circulation cutanée sous l'influence du froid, alors que l'action freinatrice de la transpiration reste conservée.

b) Musculaire. - Dans le chapitre précédent, nous avons exposé l'élévation de la température centrale au cours de l'exercice musculaire. En raison du déplacement calorique, nous pouvons admettre une relation quantitative entre la production de la chaleur et la température cutanée. Tous les auteurs notent une élévation de la température cutanée au niveau d'un muscle en activité et une diminution à distance.

Ce phénomène paradoxal peut s'expliquer par l'augmentation de l'évaporation à distance responsable d'un refroidissement, alors qu'au niveau du muscle en activité, la diminution de l'évaporation accroît le rayonnement.

c) L'âge. - Il est admis que la température cutanée varie avec l'âge puisque le métabolisme de base est fonction de la surface cutanée et que celle-ci diminue avec l'âge.

Talbot et Kuntrel ont constaté que la température cutanée est plus basse chez les enfants de moins de 18 ans. Cette opinion n'est pas admise par tous les auteurs. Cependant, l'enfant est plus instable au point de vue équilibre thermique que l'adulte. Ce phénomène s'observe chez les nourrissons, en particulier chez les prématurés, dont la température centrale subit les influences thermiques externes, avec comme conséquence une baisse de la température cutanée.

d) Le sexe : Les jeunes filles subiraient d'avantage que les garçons l'influence de la température ambiante d'après le tableau de Saidmann :

TEMPERATURE AMBIANTE MOYENNE	TEMPERATURE CUTANEE		
15 à 19° C	Garçons	-	32°5
	Filles	-	32°4
Supér. à 20° C	Garçons	-	33°2
	Filles	-	33°5

Au cours de la sénescence, la température cutanée s'égale dans les deux sexes, alors qu'à l'âge adulte moyen la température cutanée demeure plus basse chez la femme. Talbot évalue cette différence entre 0,5 et 1° C.

e) La constitution. - Les obèses présentent une température cutanée abaissée par rapport aux sujets maigres. Ce phénomène s'explique par le fait que la couche adipeuse sous-cutanée est mauvaise conductrice de la chaleur, et qu'en outre, elle est peu vascularisée.

L'illustration pathologique en est le Syndrome de Babinski-Froelich, où la température cutanée moyenne au niveau des zones envahies par la graisse est plus basse qu'au niveau des régions indemnes.

C) Le transfert de chaleur

Le transfert de la chaleur de l'organisme se fait en deux étapes : des foyers thermogènes profonds à la peau, puis de la surface cutanée au milieu ambiant.

1) Transfert de la chaleur du noyau central à la surface cutanée

La température du noyau central présente de légères variations.

Ainsi, la température du sang de la veine sus-hépatique est de 1° C supérieure à celle mesurée au rectum. Inversement, elle est inférieure de 2° C au niveau des cavités gauches du coeur en raison du refroidissement au niveau des poumons. Le sang subit également une chute de température au niveau des régions périphériques, se traduisant par une température artérielle supérieure à la température veineuse.

De cet "écoulement" de la chaleur, depuis les foyers thermogènes profonds jusqu'à la surface d'échanges cutanés, résulte la différence de température entre ces deux régions. Parmi les facteurs intervenant dans ce transfert, nous distinguerons la conduction thermique d'une part, et d'autre part la convection assurée par la circulation sanguine.

La conductibilité thermique varie selon le type de tissus traversée. Ainsi, au niveau des tissus graisseux, elle est inférieure à celle de la peau, et surtout à celle des muscles. D'autre part, selon les

lois d'écoulement de la chaleur, les régions les plus centrales sont plus chaudes, et les régions superficielles ainsi que les extrémités plus froides. Ainsi, on note un gradient axial et un gradient radial de la température.

La convection est le mode essentiel du transfert de chaleur. Elle est susceptible de présenter des variations notables selon le débit circulatoire dans le tissu.

La quantité totale de chaleur transférée par unité de surface, par conduction et convection, est proportionnelle au gradient des températures et à l'indice de transmission thermique effectif K .

$$(Q = K (T_1 - T_2)).$$

Son inverse $\frac{1}{K}$ ou isolement du tissu, peut varier selon le degré de vasoconstriction et de vasodilatation et selon le territoire. Il se prête donc aux régulations thermiques de la chaleur.

2) Transfert de la surface vers le milieu ambiant

Le corps humain peut être considéré approximativement comme un solide, ayant une surface externe exposée au milieu ambiant et une surface interne représentée par les parois vasculaires exposées au transporteur thermique interne essentiel, c'est-à-dire le sang circulant. Le corps peut échanger de l'énergie thermique avec le milieu par la chaleur sensible liée à la convection, à la radiation, ainsi qu'à la conduction.

a) La chaleur sensible

- La convection est le mode le plus important de transfert de la chaleur. Il s'agit du déplacement au sein du fluide ambiant (air ou

eau), de particules échauffées au contact de la peau vers les régions plus éloignées, et à leur renouvellement. Il en résulte un transfert de chaleur. Elle dépend de la chaleur spécifique du milieu, faible pour l'air, mais surtout de sa vitesse de déplacement. La pilosité ainsi que les vêtements qui emprisonnent de l'air peu conducteur au contact de la peau, s'opposent très efficacement à ce type de transfert. La quantité transportée selon ce mode est proportionnelle à la surface exposée au milieu ambiant et à la différence de température entre la peau et ce milieu.

$$H_c = K_c S (T_S - T_A).$$

- Le rayonnement est le transfert de la chaleur de la surface du corps vers le milieu ambiant par radiations électromagnétiques.

Chaque point de la surface corporelle absorbe de l'énergie rayonnée par l'ensemble des sources auxquelles il est exposé, et rayonne à son tour de l'énergie en direction de ces points.

Etant donné sa température, le corps humain émet un rayonnement situé dans l'infra-rouge moyen, c'est-à-dire des longueurs d'onde de 1,5 à 20 microns.

Et, si nous pouvons nous permettre une image comparative, nous dirons que si nos yeux pouvaient voir dans l'infra-rouge, toutes les races paraîtraient noires. Le transfert quantitatif de chaleur par rayonnement est :

$$R = 3,7 \left(\left(\frac{T_e}{100} \right)^4 - \left(\frac{T_p}{100} \right)^4 \right) K_{cal/h/m^2}.$$

R = flux de la surface du corps.

T_e = Température absolue de la surface de l'enceinte (°K)

T_p = Température de la surface de la peau (°K).

Le coefficient 3,7 est le produit de la fraction radiante de la peau par la constante universelle du rayonnement.

Une formule simplifiée a été proposée en 1963 par Hertig et Belding lorsque la température ambiante ne dépasse pas 85° C.

$$R = 4,4 (T_e - T_p) \text{ Kcal/h/m}^2.$$

T_e : température de la surface de l'enceinte °K

T_p : température de la peau °K.

- La conduction : ce mécanisme de transmission de chaleur a un rôle extrêmement faible. Il s'agit de la simple conductibilité thermique entre la surface du corps et l'élément à son contact. La conductibilité de l'air étant extrêmement faible et la surface d'appui du corps étant dans les conditions normales réduite à celle de la plante des pieds, elle peut être considérée comme négligeable.

b) La chaleur latente : est le transfert de chaleur par l'évaporation d'eau à la surface de la peau et des muqueuses respiratoires. L'eau de l'organisme en passant à l'état de vapeur absorbe en effet 0,580 Kcal par gramme/chaleur latente de vaporisation.

L'air qui sort des voies respiratoires est saturé de vapeur d'eau à une température voisine de 37°C et se renouvelle constamment. Au niveau de la peau, une évaporation a lieu aux dépens de la sueur, et en absence de toute sudation apparente aux dépens de l'hydratation des couches superficielles de la peau, c'est la perspiration insensible. La chaleur ainsi transportée est proportionnelle à la surface d'évaporation et à un facteur d'évaporation où interviennent le déplacement de l'air et la différence entre la pression de vapeur d'eau saturante à la température de la peau et la pression de vapeur d'eau dans l'air.

$$H_e = K_e S (P_s - P_a) V_a$$

K_e = coefficient d'évaporation.

P_s = pression vapeur d'eau.

Un élément commun à ces différents modes de transfert de chaleur, est l'étendue de la surface corporelle exposée au milieu ambiant. Elle dépend de l'attitude de certaines zones du corps se touchant ou se faisant face, et, échangeant de la chaleur entre elles (creux axillaires, espaces interdigitaux).

La proportion de chaleur transportée varie avec les conditions ambiantes. Le mouvement de l'air augmente le transport par évaporation et par convection, l'isolement des parois conditionne le rayonnement, donc la température de l'air n'est pas le seul élément à être considéré comme facteur de transfert de la chaleur.

En outre, la régulation physique modifie davantage encore les proportions respectives des différents modes de transfert.

Le milieu ambiant établit vis-à-vis de l'organisme une demande thermique dont la température n'est qu'un facteur, les autres étant d'une part l'isolement et d'autre part la production thermique.

D) La régulation de la température

Depuis 1902, on désigne sous le nom de régulation physique ou thermolyse, les modifications que l'homéotherme peut opposer à une variation de la température ambiante par déperdition et sous le nom de régulation chimique ou thermogénèse, les variations de production de chaleur dans les mêmes circonstances. Ce double dispositif permet à l'organisme de

maintenir son équilibre thermique en dépit des variations de la température ambiante et de l'activité physique. Ce pouvoir régulateur a pourtant des limites. Ainsi, en-dessous de températures ambiantes de 25 à 27° C pour l'homme nu, et 20° C pour l'homme habillé, l'on note une chute de la température centrale. Ces températures sont dites températures critiques inférieures par Giaja. Ainsi, l'homéotherme voit sa température centrale s'abaisser et ses échanges augmenter pour atteindre un maximum au moment où la température centrale commence à fléchir. Cette calorification maximale est appelée métabolisme de sommet et sa valeur est de 3 ou 4 fois supérieure à celle de la calorification minimale dans la zone de neutralité thermique appelée métabolisme de base. A partir de ce métabolisme de sommet, la calorification décroît parallèlement à la température ambiante. L'homéotherme devient poïkilotherme . Au-dessus de la température critique supérieure, l'organisme entre en hyperthermie, ces échanges évoluant parallèlement à la température ambiante, il devient à nouveau poïkilotherme. L'étendue de la température ambiante dans laquelle l'organisme maintient une régulation efficace varie avec l'espèce. Elle est chez l'homme comprise entre 25° et 39° C.

L'objet de cette régulation efficace est la température centrale ; celle des organes, thoraciques, abdominaux et le cerveau, qui doit être maintenu au voisinage de 37° C. On ne tient compte ni de la température superficielle variable, ni de la température moyenne de l'organisme qui présente des écarts importants ni de celle du sang artériel variant selon les territoires.

Les modifications extérieures peuvent être détectées avant d'avoir produit leurs effets sur la température centrale grâce à la sensibilité thermique superficielle qui peut déclencher des réactions thermiques préventives.

La chaleur formée en quantité excessive au niveau du noyau central sera transportée dans l'écorce, puis éliminée. En cas de "difficulté" thermique, l'écorce sera privée de cet apport calorique soulageant ainsi l'effort de la thermorégulation centrale.

Cette exclusion des territoires périphériques de la zone de température réglée, va à son tour retentir sur la thermorégulation centrale et en se refroidissant l'écorce constituera un stimulus pour la thermogénèse.

1) La régulation physique ou thermolyse

L'écart éventuel de la température centrale doit être perçu et mesuré par un récepteur sensible et le message envoyé à un organe dont le rôle est de déplacer l'équilibre thermique dans le sens inverse de la perturbation initiale, afin d'annuler l'écart qui lui a donné naissance ...

Le milieu extérieur établit vis-à-vis de l'organisme une demande thermique qui est la traduction de l'ensemble des conditions physiques ambiantes.

La régulation physique contrôle l'écoulement de la chaleur vers le milieu extérieur, de façon à égaliser la déperdition et la production endogène, ou plus exactement à réaliser un état stationnaire dans lequel un équilibre se trouve réalisé, et la température centrale maintenue.

Les échanges de chaleur entre l'organisme et le milieu ambiant dépendent de deux réglages : le débit sanguin superficiel, et l'activité des glandes sudoripares. L'ajustement de ces deux grandeurs en fonction des variations, des conditions ambiantes et des conditions

métaboliques internes, assure une certaine homéothermie.

a) Le débit sanguin

En effet, lorsque le flux circulatoire périphérique augmente par vasodilatation, le transfert de la chaleur du noyau central à la surface d'échange s'accroît.

En plus, la conductibilité thermique de la peau croît avec l'augmentation de l'irrigation et la teneur en eau par diminution de l'isolement. L'échauffement cutané qui résulte de la vasodilatation superficielle favorise la déperdition de chaleur. La vasoconstriction provoque le phénomène inverse. La peau des extrémités constitue une importante surface d'échange avec la présence d'anastomoses artério-veineuses. Lorsque les extrémités sont refroidies, la chaleur passe du sang artériel aux veines adjacentes profondes et subit peu d'échanges de surface. Lors de l'exposition au chaud, ou au cours d'une activité physique, le sang traverse en abondance les territoires cutanés des extrémités, et est drainé surtout par les veines superficielles, où il séjourne du fait de la dilatation de ces vaisseaux, et continue à se refroidir.

Ces variations du débit sanguin cutané s'observent dans une limite assez étroite de température ambiante, à l'intérieur de laquelle il n'y a pratiquement pas de variations de la température centrale, alors que la température périphérique, surtout celle des extrémités, varie d'une manière assez importante. Il est donc naturel de placer l'origine des stimulations déterminant la régulation physique au niveau de la température cutanée. Celle-ci, en raison de la relation étroite qu'elle présente avec le débit sanguin en constitue la réponse.

b) L'activité des glandes sudoripares

La sudation constitue un mécanisme de thermolyse très efficace lors de l'élévation de la température centrale. Elle peut aussi se produire d'une manière réflexe, en réponse à une augmentation de la température cutanée. Elle est favorisée par la dilatation concomitante des vaisseaux cutanés sous l'effet de la chaleur, et dépend du degré hygrométrique de l'air et de sa vitesse de déplacement. L'ajustement de ces deux facteurs en fonction de la température ambiante et des conditions métaboliques internes assure une partie de l'homéothermie.

2) La régulation chimique ou métabolique

La thermorégulation chimique sert d'appoint à une thermogénèse existante. Elle est ajustée sur la différence entre les pertes et cette thermogénèse. Autrement dit, elle trouve son stimulus dans un déséquilibre éventuel entre ces deux valeurs, donc dans la variation de la température centrale.

Cette thermogénèse a pour limite inférieure le métabolisme de base imposé par les facteurs constitutionnels, c'est-à-dire l'activité métabolique des organes et les différents travaux mécaniques dont le rendement imparfait s'accompagne d'une production inévitable de chaleur.

L'organisme ne se contente pas de produire et de conserver de la chaleur résiduelle. Il utilise cette "chaleur-résidu" provenant de l'énergie non utilisable, et élabore une chaleur supplémentaire dans le seul but de maintenir constante la température centrale. Ainsi, la chaleur de combustion se trouve promue au rang de précieux facteur d'homéostasie.

a) La source de chaleur

Cette chaleur tire son origine de l'énergie chimique libérée par les grosses molécules organiques au cours de leur dégradation progressive. La plus grande partie de cette énergie se trouve libérée dans les phases ultimes, grâce au cycle tricarboxylique et à chaque stade, cette énergie peut être récupérée, transportée sur les molécules d'ATP et être directement utilisée pour les différentes activités de l'organisme : cette chaleur peut être libérée :

- soit dans le couplage des oxydations avec les phosphorylations et les réactions de réduction,
- soit dans l'utilisation des composés phosphorés riches en énergie pour la production de travail,
- soit dans l'inhibition de ces réactions.

b) Les foyers thermogènes

- Les muscles striés : très faible par unité de volume dans les conditions de repos, le muscle strié représente le territoire ayant au travail la plus forte activité métabolique, comme en témoigne l'augmentation considérable de la consommation d'oxygène. Lorsqu'il passe à l'état d'activité, sa vascularisation s'accroît en fonction de l'intensité du travail à fournir. La masse musculaire striée représente 40 % du poids corporel d'où l'importance de cette source de chaleur.

Depuis Isenschmid (1926), on distingue : premièrement, la thermogénèse propre à l'activité du muscle, et, deuxièmement, la thermogénèse non liée à cette activité, pouvant s'exercer dans tous les tissus.

- Le foie : est le siège d'un métabolisme intense qui se traduit par une élévation de 1° C du sang sus-hépatique par rapport à celui du sang porte. Il semble donc participer fortement à la production calorifique totale.

- L'intestin : le rein et le coeur constituent également des foyers thermogénétiques dans la mesure où la thyroxine exerce une stimulation des réactions oxydatives à leur niveau. Lors de l'exposition au froid, les réactions métaboliques font appel à une thermogénèse essentiellement viscérale. Le muscle peut néanmoins y participer sans développer une activité motrice efficace grâce aux frissons thermiques.

c) Les facteurs hormonaux

La thermogénèse varie en fonction d'éléments de nature physique, chimique, biologique, dont certains sont utilisés par l'organisme homéotherme pour obtenir la chaleur dont il a besoin.

Au premier plan, des activations chimico-biologiques, nous trouvons les hormones. La thyroïde et la surrénale jouent un rôle primordial.

- La thyroïde : son rôle est mis en évidence par les expériences d'ablation de cette glande qui entraîne une diminution du métabolisme de base, ainsi qu'une frilosité marquée. Inversement, l'injection d'extrait thyroïdien accroît les réactions thermogénétiques et le métabolisme basal.

Le mode d'action de la thyroxine est double : d'une part par un processus lent, elle accroît les réactions oxydatives, d'autre part, par un mécanisme plus rapide, elle intervient sur le métabolisme en sensibilisant les tissus à l'action de l'hormone médullo-surrénalienne dont l'effet est rapide.

La régulation de la sécrétion thyroïdienne par l'hypophyse résulte soit d'une action centrale par activation nerveuse thalamique, soit périphérique par augmentation de la consommation tissulaire de la thyroxine.

- La surrénale : la surrénalectomie entraîne une diminution très importante de la résistance au froid. Celle-ci est due au déficit en hormones surrénaliennes, dont on connaît son rôle thermogène.

L'injection d'adrénaline augmente le métabolisme d'une manière importante et entraîne une combustion des réserves lipidiques comme le montre la diminution du quotient respiratoire.

E) La topographie thermique superficielle

L'intérêt que représente la détermination de la température cutanée est double. D'une part la peau est le lieu de projection thermique des organes sous-jacents ; d'autre part elle est le siège d'un rayonnement constituant une partie appréciable de la déperdition calorique de l'organisme. La mesure de ce rayonnement permet d'évaluer le relief thermique d'une surface considérée, et constitue ce que l'on appelle la radiométrie.

La topographie thermique soumise à l'influence des conditions locales et des facteurs de surface externes et internes, subit des variations physiologiques et pathologiques notables.

C'est ainsi que les températures seront particulièrement basses dans les régions où coexistent :

- a) une faible circulation sanguine cutanée,
- b) une forte convexité de la surface avec absence de poils,
- c) une grande humidité cutanée.

A l'opposé, les températures seront élevées au niveau des régions présentant une forte circulation sanguine cutanée notamment au voisinage des foyers inflammatoires qui sont de bons conducteurs thermiques.

1) La séméiologie de la répartition thermique superficielle normale.

L'analyse du relief thermique dans les conditions physiologiques habituelles peut être envisagée selon les différentes régions corporelles, ou selon les modalités de la distribution thermique en zones hyper-, iso- ou hypothermiques. Nous envisagerons successivement ces deux aspects.

2) Répartition thermique cutanée des différentes régions corporelles

- La tête : la face présente des foyers hyperthermiques, ce sont : les orbites, les lèvres, les régions fronto-temporales et la conque des oreilles, et des zones hypothermiques comme le nez, le menton et le pavillon des oreilles.

- Le cou : dans son ensemble est relativement hyperthermique avec deux zones plus chaudes, les creux sus-sternaux et sus-claviculaires. La région la plus froide est la projection laryngée et parfois le bord antérieur des muscles S.C.M.

La chaleur relative du cou s'explique par sa vascularisation superficielle et intense.

- Le thorax : comporte

- . des régions chaudes : le coeur.
- . des régions froides : la fourchette sternale et les clavicules en raison de la faible épaisseur du tissu sous-cutané,
- les seins : sont plus froids que
- l'ensemble du thorax. Ils présentent une température de $30^{\circ}2\text{ C.}$

- L'abdomen : L'ensemble de l'abdomen est froid (région para-ombilicale : $32^{\circ}5$ C), en dehors des zones suivantes :

- . L'ombilic très chaud $36^{\circ}7$ par effet cavitaire,
- . la zone de projection hépatique et son pédicule 34° C ,
- . les plis inguinaux.

- La région dorso-lombaire : le rachis est une région chaude $33,4^{\circ}$ au niveau de D 12 et $32,6^{\circ}$ au niveau de L 5. Par contre, les masses musculaires latérales sont plus froides $31,9^{\circ}$ ainsi que la région fessière qui en raison de sa couche grasseuse mal vascularisée réalise une température de 29 à $29^{\circ}5$ C.

- Les membres

- . La face externe du genou 27° C
- . La face interne du tibia 28° C
- . La face postérieure du coude $28,9^{\circ}$ C.

On note un refroidissement radial vers les extrémités, l'interligne tibio-tarsien à $27^{\circ}6$ C, face dorsale du gros orteil $26^{\circ}5$ C.

Il en est de même pour les membres supérieurs.

L'obésité entraîne un abaissement thermique sauf au niveau des bourrelets de l'abdomen, où il existe un phénomène cavitaire.

3) La symétrie cutanée de la température

L'existence de différences locales de températures cutanées pose le problème de la symétrie de température de deux points situés de part et d'autre de la ligne médiane.

Les uns admettent cette symétrie d'une façon quasi-absolue, alors que d'autres considèrent comme normaux les écarts atteignant $0,5^{\circ}$ C.

Une statistique publiée par Foged, sur 5712 mesures, montre que dans la majorité des cas une différence entre les points symétriques des pieds, ne dépasse pas 0,2 à 0,3° C. Mais il faut tenir compte dans les écarts thermiques entre deux points symétriques d'une série de causes :

- l'appréciation par l'oeil de l'égalité des distances par rapport à la ligne médiane.
- la prise des mesures à un moment différent.
- la vasoconstriction réflexe du côté opposé, provoquée par la pression au niveau d'un point.

Les méthodes thermographiques à distance ont confirmé une absence de symétrie dans les conditions physiologiques de part et d'autre de la ligne médiane.

4) Les causes des variations locales de température cutanée

a) Les régions chaudes

Certaines régions chaudes résultent du phénomène cavitaire. Celui-ci peut se définir de la manière suivante : toute zone du corps en dépression par rapport à l'environnement est le siège d'absorption d'une certaine quantité du rayonnement émis par le côté opposé et d'une circulation plus faible d'air.

Ce phénomène rend difficile l'analyse des formations sous-jacentes.

Les principales zones chaudes par phénomène cavitaire sont :

- les orbites surtout au niveau de l'angle interne,
- les conques,
- les creux sus-sternaux,

- le creux sus-claviculaire,
- le creux axillaire,
- le sillon sous-mammaire,
- l'ombilic,
- les plis inguinaux,
- le plis fessier,
- la région supéro-interne des cuisses,
- les espaces inter-digitaux.

b) Les régions froides

dues à la présence de pilosités qui forment écran au rayonnement :

- les cheveux
- les cils
- la moustache
- la barbe
- les pilosités pubiennes
- les pilosités suffisamment développées dans la région thoraco-abdominale et au niveau des membres.

dues aussi à leur convexité, où la circulation de l'air est plus accentuée.

F) La régulation nerveuse

L'acquisition tardive de la régulation thermique dans l'évolution, permet de localiser l'appareil nerveux intégrant les différents mécanismes, à un niveau élevé de l'encéphale.

Un appareil régulateur comporte nécessairement un circuit fermé sur lui-même, transportant les messages.

1) Les centres

La localisation encéphalique est confirmée par les expériences de destruction de la région hypothalamique, qui fait apparaître des troubles très graves de la thermorégulation.

Les lésions antérieures affectent la régulation au chaud. Les lésions postérieures abolissent les réactions thermogénétiques au froid. La région hypothalamique peut donc être considérée comme le centre d'intégration des processus thermorégulateurs.

Quant à la moelle, elle se comporte en relais et non en véritable centre thermorégulateur. La section de la moelle dorsale entraîne des troubles de la régulation par déperdition en raison de l'interruption des commandes vaso-motrices et adrénosécrétrices. La section cervicale entraîne en plus des troubles précédents un déficit de la thermogénèse par élimination de la commande motrice musculaire.

2) Les récepteurs thermiques

L'importance de la peau dans la régulation thermique s'explique par l'existence à son niveau de récepteurs. Les uns sensibles au chaud, les autres sensibles au froid, non uniformément répartis et entraînant des variations de la sensibilité sur tout le territoire cutané considéré, avec un maximum pour la face et pour le territoire du trijumeau. La fréquence des décharges est sous la dépendance de la température avec un maximum pour les récepteurs de froid, à 31° C et à 39° C pour les récepteurs au chaud. Pour les températures intermédiaires, les deux types de récepteurs déchargent simultanément. Lorsque la température baisse brusquement, il y a une augmentation très forte, mais transitoire des décharges des récepteurs de froid (effet, on), et inversement. Ainsi, l'intensité du stimulus dépend de la température absolue, de sa vitesse, de ses variations, et de l'étendue de la zone stimulée.

L'existence de récepteurs profonds sensibles aux variations de la température du noyau a été imaginée, mais on ignore encore s'il existe des récepteurs différenciés dans ces régions, ou bien si le centre nerveux lui-même possède cette sensibilité.

3) Les voies de conduction

Cette sensibilité thermique chemine par le faisceau spino-thalamique jusqu'au centre. L'existence d'un nerf thermique affecté de façon spécifique à la production calorique n'est plus une notion admise.

Actuellement, on considère que l'essentiel des commandes effectrices est constitué par l'innervation fonctionnelle des muscles.

4) Les commandes nerveuses de la thermogénèse

Ce problème n'est pas encore complètement élucidé de nos jours.

- Régulation au chaud : Les modifications de la température centrale joueraient un rôle important en changeant la sensibilité vis-à-vis de l'influx nerveux périphérique en amplifiant ou en modérant les réactions régulatrices-réflexes. Ce rôle n'apparaît pas exclusif. En effet, la sensibilité centrale vis-à-vis de l'hyperthermie présente un mécanisme puissant et sensible, assez autonome, qui empêche d'une façon très efficace l'élévation de la température centrale au-dessus des valeurs dangereuses résultant d'une thermogénèse excessive.

- Régulation au froid : L'exposition au froid se traduit par une élévation de la température centrale et une diminution de la température superficielle. Cette évolution résulte de la vasoconstriction cutanée.

Cette réaction, ainsi que l'augmentation du métabolisme ne peut trouver son origine qu'au niveau des récepteurs périphériques, siège d'une

stimulation réflexe, du moins au stade initial du refroidissement.

Devis et Meyer, en 1955, ont établi une distinction entre la régulation métabolique qui serait sous la dépendance exclusive de la température centrale et de l'activité musculaire, ainsi que le frisson qui serait essentiellement mis en jeu par l'excitation des récepteurs superficiels au froid. Cette hypothèse bien que satisfaisante pour l'esprit, semble en contradiction avec les faits. L'adréno-sécrétion, comme le frisson et l'activité musculaire, peuvent être déclenchés aussi bien par l'action réflexe au froid, que par l'abaissement de la température centrale.

IV - LES VARIATIONS PATHOLOGIQUES

1 - Les hyperthermies

La fameuse phrase de Chatonnet : "On ne meurt pas de sa fièvre, on meurt d'hyperthermie", nous semble toute indiquée comme introduction.

a) Définition

L'hyperthermie peut se définir comme une rupture de l'équilibre entre la thermogénèse et la thermolyse. Elle provient d'une thermolyse devenue insuffisante à équilibrer une thermogénèse normale ou le plus souvent augmentée. Elle se distingue ainsi de la fièvre qui est un symptôme "adapté" puisqu'il s'agit d'un trouble de la régulation thermique adaptant l'homéotherme à un niveau de température plus élevé que le taux normal. La fièvre présente des caractères de coordination et d'adaptation qui la distinguent des hyperthermies et l'apparentent aux élévations

thermiques physiologiques comme dans l'exercice musculaire par exemple.

b) Classification des hyperthermies

Nous classerons les hyperthermies en trois grands groupes :

- les hyperthermies liées à des désordres extérieurs,
- les hyperthermies liées à des désordres intérieurs,
- les hyperthermies liées à des désordres cérébraux.

- Les hyperthermies liées à des désordres extérieurs,

peuvent créer des déséquilibres thermiques. Il suffit d'un apport excessif de calories du milieu extérieur ou d'une gêne à l'évacuation des calories par un organisme placé en atmosphère chaude et humide ou encore ayant perdu du sang et de l'eau. Il s'agit là d'un phénomène purement passif. Les désordres thermiques débordent rapidement les capacités régulatrices de l'appareil thermique. La faillite des mécanismes sudoraux ou pulmonaires peut gêner cette thermolyse.

- Les hyperthermies liées à des désordres intérieurs.

Les désordres intérieurs tiennent le plus souvent à des modifications de combustion tissulaire dans le sens d'une hyperactivité. L'hyperthermie déclenchant toujours l'accélération des combustions, l'existence d'un cercle vicieux est facilement concevable (Chatonnet). Dans la genèse des hyperthermies, il faut toujours tenir compte à côté de l'élévation de la thermogénèse d'une diminution de la thermolyse, avec peau froide.

Cette dernière, qui s'accompagne de pâleurs, de diminution du débit circulatoire périphérique, est génératrice de frissons qui, surtout, accroissent la thermogénèse. Dans un temps ultérieur, la réduction de la thermolyse cesse. C'est la succession classique frisson-sudation abondante.

Les combustions tissulaires qui dégagent de l'énergie et de la chaleur s'accompagnent d'échanges ioniques marqués et d'une élévation de la consommation d'oxygène (Leyden). Cette relation n'est pas toujours maintenue en pathologie où l'on constate qu'il n'y a pas toujours parallélisme entre l'élévation de la consommation en oxygène et le transport ionique, comme on peut le constater à l'état physiologique (Laborit).

A l'état physio-pathologique, un tel rapport peut disparaître semble-t-il, soit que le mouvement restitutif des ions n'est plus assuré, soit que l'énergie nécessaire à ce mouvement est tirée d'autres processus que des processus respiratoires. Sans que la preuve indiscutable ait pu en être apportée, l'on tend à penser actuellement que c'est la glycolyse anaérobie qui est alors mise en jeu. La réponse énergétique des cellules augmente avec la concentration sodée extra-cellulaire et l'optimum thermique fonctionnel est favorisé par une élévation des concentrations ioniques (Bachtracle). La rentrée potassique à l'intérieur des cellules nécessite un appel au métabolisme intermédiaire et plus spécialement au métabolisme des hydrates de carbone. Il existe ainsi des désordres d'origine périphérique. L'augmentation de chaleur endogène par certains poisons agissant directement sur les combustions tissulaires en les accélérant, le dinitrophénol, la tétrahydronaphtylamine, le bleu de métylène, les analeptiques. Ces températures obtenues peuvent atteindre la température de coagulation des protéines. D'autres substances agissent par l'intermédiaire du système nerveux végétatif. Il en est de même de certaines agressions dont l'action vaso-constrictive périphérique s'oppose à la vascularisation des viscères. La thermolyse diminue donc (Traube, 1862). Toute agression entraîne une anormale perméabilité au sodium et les membranes vasculaires n'échappent pas à la règle. Le travail musculaire excessif à lui seul peut créer l'hyperthermie. Le tonus vasculaire s'élève et ceci d'autant plus que la concentration en sodium serait plus

grande et la réaction sympathique plus accentuée (pâleur, hyperthermie). Dans d'autres cas, il y a surtout réaction endocrinienne. Certains facteurs hormonaux, adrénaline, la thyroxine, accélèrent volontiers les échanges. Ce sont des hyper-métabolisants.

Certains auteurs, tels que Schaeffner, Thibaut et Collic admettent une hormone hypophysaire. Les hormones cortico-surrénales n'interviennent qu'en cas de déséquilibre marqué. Enfin, certains désordres humoraux accroissent la rétention sodée et peuvent contribuer à l'hyperthermie. Il en est ainsi de l'hypercapnie et de la deshydratation. C'est ainsi que les obstacles pulmonaires (encombrements bronchiques, atéléctasie) sont des facteurs d'hyperthermie (Wertheimer). Toute agression est susceptible d'agir sur l'effecteur périphérique soit directement, soit indirectement, ou sur l'effecteur pulmonaire et l'on conçoit la fréquence des hyperthermies dans toutes les variétés d'agression.

- Les hyperthermies liées à des désordres cérébraux.

Les désordres cérébraux semblent moins fréquents qu'on ne l'a cru longtemps. Le fait que dans certains milieux hyperthermiques le mécanisme central de la thermorégulation soit perturbé est indiscutable. Il paraît vraisemblable que dans certains traumatismes crâniens, certaines lésions intra-crâniennes, le fonctionnement des centres thermo-régulateurs est également perturbé et que ceux-ci envoient vers la périphérie des influx vaso-constricteurs et hyper-métabolisants. Mais en dehors de ces cas, il faut une anoxie grave pour les atteindre. Dans ce cas seulement, plus fragiles et plus sensibles que les tissus moins nobles, ils souffriront plus gravement. Mais il est à noter que la réaction vasomotrice à l'anoxie les protègent jusqu'à un certain point et il faudra donc une anoxie grave pour les intéresser comme dans le cas d'une insuffisance respiratoire prolongée, d'une anémie hémorragique considérable ou d'un arrêt cardiaque par exemple. Dans la genèse des hyperthermies graves,

les centres diencephaliques ne paraissent jouer qu'un rôle de relais et n'être atteints que par des déséquilibres biologiques généraux en dehors des cas exceptionnels signalés ci-dessus. C'est ainsi que certaines hyperthermies d'origine infectieuse ne se produisent plus en cas de sections nerveuses.

c) Etiologie des hyperthermies

- Les hyperthermies post-opératoires.

Il s'agit surtout d'une agression qui accélère les échanges en l'absence de substrat énergétique suffisant. Les hyperthermies n'apparaissent que s'il y a excès de sels, insuffisance d'eau ou insuffisance énergétique (Laborit).

- Les hyperthermies métaboliques et endocriniennes.

Les excès sodés, les insuffisances potassiques, les déshydratations cellulaires s'accompagnent d'hyperthermie. A l'inverse, l'hyperhydratation est hypothermisante de même que classiquement l'hyperazotémie. Dans la maladie de Basedow, et dans certains états surrénaux il y a hyperthermie.

- Les hyperthermies des états de choc

Outre l'anoxie éventuelle et l'échange transmembranaire accru, il faut faire place éventuellement à l'intervention de certaines hormones à action thermogène (étiocholanolone). Certaines protéines (pyrexines de Mentrin), certains polysaccharides, certains produits de désintégration (tissus, leucocytes) ont, peut-être, un rôle dans le déterminisme de ces "fièvres aseptiques".

- L'hyperthermie infectieuse.

Il s'agit d'une agression qui s'accompagne d'une libération de

pyrogènes (polysaccharides, toxines microbiennes), entraînant un décolage au niveau du thermostat hypothalamique. La sensibilité des centres vis-à-vis de la température interne est perturbée. Le seuil de déclenchement des réactions vis-à-vis du froid et du chaud est modifié. Il y a plus dérèglement que paralysie des structures nerveuses.

- L'hyperthermie de l'anoxie.

C'est sur l'élément métabolique qu'intervient l'anoxie quelle qu'en soit la cause, hémorragique, toxique. ... En perturbant les processus respiratoires cellulaires, l'anoxie va gêner le fonctionnement de la pompe à sodium et l'élimination de l'ion hydrogène, comme le montre l'accumulation de sodium dans la cellule qui s'appauvrit en potassium. La réaction adrénosympathique qu'elle déclenche aboutit elle aussi au même résultat.

2 - Les hypothermies

Nous distinguerons les hypothermies spontanées et les hypothermies provoquées.

- Les hypothermies spontanées

En clinique humaine, les hypothermies se rencontrent :

- dans les états de deshydratation,
- dans les insuffisances hypophysaires ou surrénales,
- dans les comas diabétiques, hépatiques, où l'hypothermie prend la signification d'un ralentissement métabolique de fâcheux pronostic.

- Les hypothermies provoquées

Reposent sur la notion fondamentale que l'hypothermie abaisse globalement la consommation d'oxygène et permet la mise au repos organique à tous les niveaux cellulaires, végétatifs, endocriniens. Dans la réalisation pratique de l'hypothermie, deux éléments sont à considérer :

- le refroidissement proprement dit,
- le contrôle des réactions de défense, c'est-à-dire la vasoconstriction et le frisson, grâce à l'anesthésie générale et aux substances neuroplégiques.

Les principales indications de l'hypothermie provoquée sont :

- la chirurgie cardiaque,
- la neurochirurgie,
- la très grosse chirurgie abdominale, notamment la chirurgie hépatique.

II

LE REPERAGE DES TEMPERATURES PAR CONTACT

La thermométrie par contact utilise le principe du transport de chaleur par conduction nécessitant un contact direct entre le matériel de mesure et le lieu de repérage de la température. Quant au transport de chaleur par convection, il se fait par l'intermédiaire d'un milieu transporteur, absorbant la chaleur par conduction au contact du corps chaud émetteur et rétrocédant cette chaleur au corps froid récepteur également par conduction. Il s'agit, en somme, d'une conduction par l'intermédiaire d'un corps transporteur.

La thermométrie par contact est largement répandue et utilisée dans la pratique médicale courante pour l'établissement des courbes de température ainsi que pour le repérage de la température d'une surface de faible dimension. Par contre, l'étude thermique de grandes surfaces par cette méthode n'est pas possible dans la pratique médicale, en raison de la durée prohibitive du temps d'examen que nécessite celle-ci. Cependant, avant la radiométrie, elle constituait la seule méthode de repérage de la température cutanée.

Aux méthodes thermométriques de repérage ponctuel, de la température par les thermomètres à dilatation des corps, à résistance, à thermistance, à thermocouple et aux fluxmètre, s'adjoignent des méthodes de repérage de la répartition thermique cutanée plus récentes, telles que la phosphorographie et les cristaux liquides.

A - LA THERMOMETRIE PONCTUELLE

La thermométrie ponctuelle comprend différents types d'appareils :

I - Les thermomètres à dilatation de liquide

Le plus répandu de tous les appareils de repérage de la température par contact au moyen de la dilatation de liquide est le thermomètre à mercure.

- Le thermomètre à mercure

a) Principe

Tout corps sous l'effet de la chaleur présente une dilatation. L'augmentation du volume de v_0 à t_0 degrés est proportionnelle à v_0 et à l'élévation de la température dt .

$$dv = \gamma v_0 dt$$

Si le coefficient de proportionnalité γ est constant dans l'intervalle de température t_0 , t le volume occupé par le mercure à t° sera

$$v_t = v_0 \int_{t_0}^t \gamma v_0 dt = v_0 [1 + \gamma (t - t_0)]$$

puisque à T_0° le volume de mercure est v_0 si la température initiale est égale à 0°C , la formule classique est :

$$v_t = v_0 (1 + \gamma t).$$

Le coefficient de dilatation est linéaire par unité de volume et par degré d'élévation de la température. Pour un grand intervalle de température, γ ne peut plus être considéré comme constant, on le remplace alors par un

coefficient de dilatation entre t_0 et t° degré défini par

$$\gamma_{\text{moyen}} \frac{t}{t_0} = \frac{v_i - v_0}{v_0(t - t_0)}$$

Le coefficient moyen de dilatation dépend du liquide. Cette dilatation du volume apparent du mercure dans un capillaire est 8 fois supérieure à celle du verre. On fait apparaître la dilatation différentielle correspondante appelée dilatation apparente qui constitue le moyen de repérage d'une température.

b) Description de l'appareil

- L'enveloppe thermométrique

C'est une tige en verre normaglas recuite afin d'éviter toute modification. Elle est de forme cylindrique ou polygonale, et elle est percée d'un orifice longitudinal uniforme plus ou moins étroit, l'orifice constituant le capillaire. Celui-ci surmonte un réservoir généralement cylindrique ou sphérique, à parois minces qui compensent la mauvaise conductibilité du verre. Le normaglas présente une inertie chimique maximale de sorte qu'il vieillit et subit les chocs thermiques avec des déformations aussi faibles que possibles.

- Liquide thermométrique

Le mercure est placé sous vide dans un réservoir afin qu'il ne s'oxyde pas. Il constitue le détecteur. Dans les thermomètres gradués sur échelle opale, le mercure du réservoir a l'aspect d'une pointe atteignant juste l'extrémité inférieure du capillaire. Dans les thermomètres gradués sur tige, le capillaire présente un étranglement à sa partie inférieure. Le détecteur soumis à la température subit une dilatation et

le niveau d'affleurement du liquide dans le capillaire constitue le repère recherché.

- L'échelle de graduation

Différente selon les continents. Les anglo-saxons utilisent l'échelle Fahrenheit, les autres pays utilisent l'échelle Centigrade. La graduation est comprise entre : $+ 35^{\circ} \text{C}$ et $+ 42^{\circ} \text{C}$. L'intervalle de deux traits de graduation doit être au minimum distant de 0,6 mm et il correspond au dixième de degré centigrade, soit avec une échelle en opale gravée sur une plaque de verre laiteuse, soit sur les thermomètres gradués sur tige, gravée et peinte sur l'extérieur. La sensibilité dépend essentiellement du rapport des capacités du réservoir et du capillaire. Une grande sensibilité est obtenue avec un réservoir de grande dimension et un capillaire fin. Il y a pourtant un inconvénient, et c'est : d'une part la longueur du temps de réponse, d'autre part, la finesse des capillaires qui limite les possibilités de lecture. C'est la raison pour laquelle la section du capillaire a une forme convexe jouant le rôle de lentille. L'angle de lecture étant plus restreint dans le thermomètre buccal en raison de sa taille plus petite, on ajoute à l'arrière du capillaire une bande colorée longitudinale blanche dont le profil présente une forme telle que les effets de réflexion de la surface du capillaire sont évités.

c) Les applications cliniques

1) Le repérage de la température centrale

La température centrale, objet de la régulation, intéresse au plus haut point les médecins, car ses variations sont l'image la plus fidèle et la plus facilement repérable de la plupart des affections pathologiques.

Elle est repérée le plus souvent dans notre pays au niveau du rectum. Chez l'homme, la température rectale normale a été définie à partir des statistiques tirées de l'observation de groupes importants d'individus normaux. La moyenne se situe, selon Dubois, à $36^{\circ}9$ C, mais des écarts importants sont assez fréquents et l'on considère toujours comme normales des températures rectales comprises entre $36,5^{\circ}$ C et $37,5^{\circ}$ C chez les sujets, le matin au repos. L'émotion et l'agitation chez les enfants élèvent la température qui peut atteindre $38,5^{\circ}$ C. Des températures du même ordre et mêmes supérieures sont usuelles au cours de maladies infectieuses. La température constitue, dans un grand nombre d'affections pathologiques, le symptôme révélateur de la maladie et un signe extrêmement fidèle de l'évolution de l'affection et même du pronostic. Des températures dépassant $40,5^{\circ}$ C sont dangereuses pour l'homme en raison des lésions du système nerveux qu'elles entraînent.

Exemple : les convulsions hyperthermiques. La région axillaire constitue dans les pays d'Europe Centrale le lieu d'élection de repérage de la température. Le thermomètre est laissé en place pendant 5 à 10 min. En cas de maigreur exagérée et chez les enfants, le lieu de repérage est le pli inguinal. Cette température axillaire est de l'ordre de $0,5^{\circ}$ C à 1° C inférieure au chiffre obtenu par le repérage au niveau du rectum. Elle oscille entre $36^{\circ},2$ C et $36^{\circ},9$ C, et elle a pour valeur moyenne $36,5^{\circ}$ C.

Quant à la voie buccale, elle est la plus fréquemment utilisée dans les pays anglo-saxons. Le thermomètre est un peu différent de celui dont nous avons l'habitude de nous servir. Il est de taille plus petite, avec un réservoir en forme de spatule. Il est placé sous la langue et pendant toute la durée de l'examen, le sujet ne doit ni respirer par la bouche, ni parler, ni même l'entrouvrir. Le froid extérieur ainsi que les boissons chaudes ou froides prises auparavant entraînent des variations importantes. Cette température est largement supérieure à celle obtenue par

voie axillaire $0,2^{\circ}\text{C}$ à $0,4^{\circ}\text{C}$, et légèrement inférieure à celle obtenue par voie rectale $0,3^{\circ}\text{C}$ à $0,5^{\circ}\text{C}$. Les thermomètres à dilatation constituent un moyen de repérage de la température centrale pour une période bien définie, mais durant ce temps, il est impossible de suivre les variations de cette température, car après chaque mesure, le thermomètre doit être ramené à la graduation minimale. Il s'agit de thermomètres à maximum qui ne permettent pas de suivre l'évolution de la température à chaque instant, ce qui constitue un handicap pour un grand nombre d'applications.

2) En gynécologie

- La détermination de l'ovulation.

Son intérêt a été mis en évidence par les travaux de Palmer. Elle est basée sur le principe suivant :

Dans la phase post-menstruelle, ou première phase du cycle, la température rectale prise le matin au réveil est au-dessous de 37°C . Vers le 12° - 14° jour, elle présente un abaissement de 3 à $5/10^{\circ}$ de degrés. Puis, survient la réascension de la courbe qui peut être brusque ou étalée sur quelques jours.

La seconde phase du cycle est alors marquée par une température supérieure à 37°C de quelques dixièmes. La longueur de cette phase est variable suivant que la réascension thermique est brusque ou au contraire très progressive. Le plus souvent, la température reste en plateau, parfois un peu irrégulier .

Juste avant les règles, la température revient à 37°C ou au-dessous. Il s'agit là d'un schéma habituel pour un cycle normal. Ce qui caractérise une telle courbe c'est son caractère diphasique, une première phase hypothermique, séparée d'une deuxième phase hyperthermique par un décalage

thermique situé sensiblement au milieu du cycle. Palmer a précisé que cette évolution thermique correspondait à un déterminisme hormonal. La folliculine est hypothermisante, la progestérone est hyperthermisante. La phase hyperthermique correspond à l'activité du corps jaune, l'ovulation semble correspondre au dernier jour de l'hypothermie quand le décalage est brusque, et au premier jour d'ascension thermique dans les cas les plus fréquents où le décalage demande 2 à 4 jours. Certes, ce test demande certaines précautions et la valeur de la température matinale prise au réveil peut être perturbée par un incident infectieux intercurrent, une soirée fatigante, des levées nocturnes (non exceptionnelles chez les mères d'enfants très jeunes). Il faut donc beaucoup de soins et de persévérance pour établir sur plusieurs mois une connaissance du cycle thermique qui permet alors de ne prendre la température que 2 ou 3 jours. Il faut, enfin, reconnaître qu'il y a des femmes dont la courbe thermique reste d'interprétation difficile, car peu normale. La détermination de l'ovulation par ce procédé, encore que très approchée, ne peut donc prétendre être parfaitement rigoureuse. En outre, cette méthode ne permet pas de prévoir l'ovulation si ce n'est par des moyens statistiques dont on connaît la fragilité.

- Le diagnostic précoce de la grossesse.

La courbe thermique est à l'heure actuelle l'élément le plus précoce du diagnostic d'une grossesse chez une femme prenant habituellement sa température. En effet, lorsqu'il y a grossesse, la chute thermique précédant les règles n'a pas lieu, et la température continue à présenter le plateau de la phase hyperthermique du cycle.

- La détermination de la vitalité de l'oeuf.

Lorsque l'oeuf est mort, on constate une chute de la température parallèlement à la chute du taux des prolans.

3) En pédiatrie

Le prématuré n'étant pas apte à assurer sa thermorégulation, il nécessite un milieu ambiant lui apportant une température optimale comprise entre 32°C et 35°C . En effet, les réponses thermorégulatrices sont in-

suffisantes pour empêcher la chute de la température centrale qui s'explique par le fait que la surface corporelle par l'intermédiaire de laquelle s'effectue la déperdition calorifique chez le prématuré est d'une à trois fois supérieure par kilogr. de poids à celle de l'adulte. En plus, la réponse vasomotrice ne réduit que faiblement la thermolyse en dépit d'une vasoconstriction maximum. L'abaissement de la température cutanée est plus important en raison de l'isolement très imparfait réalisé entre le noyau et l'enveloppe de l'organisme par un panicule adipeux très peu développé.

II - Les thermomètres électriques

Le détecteur est constitué par :

- Une substance conductrice du courant électrique. Dans ce détecteur, la résistance est fonction de la température et pour connaître cette température, on passe par l'intermédiaire d'une mesure de résistance. Selon la nature du détecteur, nous distinguerons :
 - . le thermomètre à résistance, constitué par un fil métallique dont la résistance croît avec la température,
 - . le thermomètre à thermistance, constitué par une substance semi-conductrice dont la résistance décroît avec la température.
- La jonction de deux substances conductrices de courant. Au niveau de la jonction prend naissance une force électromotrice qui varie avec

la température. Pour connaître la température, on passe par l'intermédiaire d'une mesure de force électro-motrice. Ce mode de détection constitue :

- . le thermomètre à couple thermo-électrique
- . le fluxmètre.

1) Les thermomètres à résistance

a) Principe

Le courant électrique dans un conducteur résulte d'un mouvement d'électrons sous l'action d'un champ électrique. Les conducteurs métalliques présentent une grande conductibilité électrique en raison d'un grand nombre d'électrons libres. Lorsque la température du métal augmente, la vitesse moyenne de ces électrons libres augmente, mais en même temps, la probabilité de rencontre avec d'autres électrons libres dans le réseau cristallin, et le libre parcours des électrons diminuent, donc la conductibilité diminue. En conséquence, la résistance du conducteur croît.

Dans un fil métallique, de longueur l et de section s , et de résistivité ρ la résistance est égale

$$R = \rho \frac{l}{s}$$

Si l'on chauffe ce fil métallique, ses dimensions changent mais nous pouvons déterminer sa nouvelle résistance pour cette température en bloquant toutes les variations sur celle de la résistivité.

$$R(T) = \rho(T) \frac{l}{s}$$

Les variations de l et de s sont dans cette formule incorporées dans le coefficient ρ , à un coefficient de proportionnalité près $R(T)$ et $\rho(T)$, sont identiques. Leurs dérivées $\frac{dR}{dt}$ et $13 \frac{d\rho}{dt}$ sont identiques et le coefficient $1/s$ caractéristique de la forme du conducteur s'élimine si on le considère par analogie avec le coefficient de dilatation. Le coefficient de température de la résistance ou de la résistivité,

$$\alpha = \frac{1}{R} \frac{dR}{dt}$$

ne dépend que de la nature des conducteurs, et il permet de mesurer une température car il est fonction de celle-ci.

On utilise surtout sa valeur moyenne entre 0°C et 100°C .

$$\alpha_o^{100} = \frac{R_{100} - R_o}{100 R_o}$$

R_o et R_{100} étant respectivement les valeurs de la résistance à 0°C et 100°C .

Le choix pour les applications médicales se restreint au cuivre, au nickel et au platine. Ce dernier est le plus souvent utilisé car il obéit au plus grand nombre de critères permettant une mesure précise.

b) Description de l'appareil

- Les sondes thermométriques

Un fil de platine fritté, enroulé sur un support réfractaire en alumine de 0,02 mm de diamètre, constitue la résistance. Afin d'éviter les effets d'induction, l'enroulement est spiralé. Cette résistance est logée dans une sonde de petit calibre. Cette sonde est, soit en verre du

du type pyrex, soit en céramique, soit en chlorure de polyvinyl. Ce matériau est actuellement le plus souvent utilisé en médecine. L'aspect des sondes ainsi que les dimensions varient en fonction de leur destination.

Ainsi nous distinguons :

- 1) Les sondes proprement dites, destinées au repérage de la température centrale ou de la température cutanée.
 - Les sondes pour le repérage de la température centrale ont une forme cylindrique et une dimension de 5 mm de diamètre et 15 mm de long.
 - Les sondes pour le repérage de la température cutanée se présentent sous l'aspect d'un disque annulaire ou rectangulaire dont les dimensions transversales vont de quelques millimètres à 1 cm, et dont l'épaisseur varie de 1 mm à 0,5 cm. En raison des variations des matériaux constituant les sondes, un étalonnage préalable de chaque sonde est indispensable avant son utilisation.

- 2) Les aiguilles thermométriques, repèrent les températures sous-cutanée, intra-musculaire et du sang de drainage. Ces repérages imposent une poncture et par conséquent nécessitent une forme cylindrique de faible dimension. Ainsi, les aiguilles sous-cutanées ont un diamètre de 1,2 mm, celles destinées au repérage des températures intra-musculaires 0,9 mm et enfin, celles utilisées pour le repérage des températures du sang de drainage présentent un diamètre de 0,7 mm.

- L'appareil de mesure

Est un pont de Wheastone équilibré, dont la résistance thermique constitue l'une des branches. Tout déséquilibre de ce pont est détecté par un potentiomètre électronique ayant pour organe essentiel un moteur biphasé à induction qui entraîne un curseur assurant l'équilibrage

du pont. Le sens de rotation du moteur est inversé en inversant la phase de la tension de l'alimentation de l'un des deux enroulements. L'un des enroulements est alimenté par une tension constante provenant du secteur. L'autre enroulement, dit de contrôle, est alimenté par la tension de déséquilibre. Cette tension apparaît dans le circuit thermo-électrique tant que le pont n'est pas équilibré. Il s'agit d'une tension continue. Elle change de polarité quand le curseur se déplace autour du point d'équilibre. Elle est appliquée à un vibreur synchrone qui la transforme en tension alternative dont la phase dépend de la polarité de la tension de déséquilibre. A la sortie du vibreur, cette tension convenablement déphasée est appliquée à un amplificateur électronique dont la tension de sortie traverse l'enroulement de contrôle du moteur biphasé. Ainsi, suivant le sens du déséquilibre du potentiomètre, la tension de l'enroulement de contrôle est déphasée en avant ou en arrière de la tension appliquée à l'autre enroulement. Le moteur tourne dans un sens ou dans l'autre de manière à annuler le déséquilibre. Quand l'équilibre est réalisé aucun courant ne circule dans l'enroulement de contrôle du moteur, qui - en conséquence - reste immobile.

Afin d'éviter les oscillations du curseur autour du point d'équilibre, différents artifices sont utilisés. Le potentiomètre Phillips emploie un alternateur tachymétrique couplé avec le moteur d'équilibrage. Cet alternateur fournit une tension alternative proportionnelle à la vitesse de rotation du moteur qui est renvoyée à l'entrée de l'amplificateur pour réaliser une contre-réaction. Avec la tension d'amortissement fournie par l'alternateur et opposée à la tension de déséquilibre, le couple moteur s'annule. Le couple moteur agissant sur le curseur est suffisamment élevé, il permet de commander ou d'entraîner en plus du curseur :

- un dispositif à lecture directe formé par un index se déplaçant horizontalement sur une échelle graduée en degrés, la graduation inférieure de

l'échelle correspond à 25°C et la graduation maximale à 40°C . Cette graduation permet d'apprécier une différence de température de l'ordre de $0,1^{\circ}\text{C}$.

- un dispositif d'enregistrement sur papier millimétré se déroulant à vitesse variable. L'inscription est réalisée par un encrier stylet étroitement solidaire de l'index à lecture directe du curseur.

2) Thermomètres à thermistance

La théorie électronique des solides montre que la conductibilité électrique d'un isolant augmente quand sa température s'élève, donc sa résistance décroît.

Les semi-conducteurs sont des corps qui, comme les isolants, présentent une diminution de leur résistivité sous l'effet de la température dans une proportion plus importante que les isolants. On distingue deux types de semi-conducteurs :

- les semi-conducteurs intrinsèques, dans lesquels la conductibilité est due au passage d'électrons d'une bande de valence saturée à une bande de conduction vide sous l'effet de la chaleur.
- les semi-conducteurs extrinsèques sont des isolants additionnés d'impuretés qui se divisent en deux catégories :
 - 1) ceux du type N (négatif), dans lesquels on a apporté un excès d'électrons dans le réseau cristallin par l'intermédiaire d'impuretés présentent une conduction par électrons.
 - 2) ceux du type P (positif), dans lesquels on a créé un manque d'électrons, autrement dit, des trous, présentent une conduction par trous.

En raison de la diminution de la résistance électrique de ces corps lors

de l'élévation de la température, on conçoit aisément qu'une mesure de la diminution de résistance permet de mesurer une température.

a) Principe

Les thermistances sont des semi-conducteurs extrinsèques. Sous l'effet de la température, il se produit une agitation du réseau cristallin qui augmente le nombre d'électrons passant sur la bande de conduction et ainsi se trouve augmenté dans la bande de valence le nombre de trous.

Cette augmentation du nombre de trous fait que la conductibilité des semi-conducteurs est une fonction rapidement croissante de la température. La relation qui relie la résistance à la température est :

$$R = R_0 \exp \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right) \quad (1).$$

R = résistance de la température T

R_0 = résistance de la température T_0

b = coefficient dépendant du matériau utilisé.

La sensibilité α d'une thermistance aux variations de température est mesurée par son coefficient de température.

$$\alpha = \frac{dR}{Rdt}$$

Où dR est la variation de R quand la température passe de T à $T + dt$.

De l'équation (1) on déduit :

$$\alpha = - \frac{b}{T^2}$$

c'est-à-dire, que la sensibilité décroît lorsque la température augmente.

La courbe de résistance en fonction de la température n'est pas une droite dans le domaine de l'utilisation médicale. Pour linéaliser la courbe de thermistance, on fait fonctionner les sondes à thermistance sur une gamme de températures s'étendant sur 5°C , où l'arc de la courbe est assimilé à une droite.

Cette solution permet une précision de mesure $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$.

b) Descriptions

- Les sondes thermométriques. La mise en forme à partir d'une poudre d'oxydes finement broyée du matériau semi-conducteur tels que le manganèse, le nickel, le cuivre, le cobalt, etc... s'effectue par filtrage qui aboutit à la formation d'un solide compact constituant la thermistance sous forme :

- . d'anneaux, dont le diamètre varie entre 4 mm à 60 mm. Les arrivées de courant sont obtenues par métallisation.
- . de perle, sphérule de diamètre inférieur à 1 mm monté sur deux fils de platine.
- . filée, cylindre plein de diamètre inférieur à 100 mm.

De même que les sondes thermométriques à résistance, la forme des sondes à thermistance est conditionnée par l'utilisation.

Elles présentent des formes identiques à celles que nous avons décrites pour les sondes à résistance.

- L'appareil de mesure. Est constitué d'un pont de Wheastone dont la thermistance constitue l'une des branches. Le déséquilibre du pont est mesuré au moyen d'un potentiomètre. L'équilibre du pont est assuré par un curseur mû par un moteur biphasé. Ce dernier est commandé par

un amplificateur en fonction de la différence de potentiel résultant du déséquilibre du pont. Le moteur fait tourner le curseur dans un sens tel que la tension à l'entrée de l'amplificateur revient à zéro. A ce moment, le pont étant rééquilibré, la position du curseur fournit la mesure du déséquilibre apporté par la thermistance, donc la température est repérée.

3) Les thermomètres à couple thermoélectrique

Utilisent l'effet de Seebeck, ou effet thermoélectrique, pour le repérage des températures au moyen d'un circuit formé de deux métaux différents, siège d'un courant électrique proportionnel à la différence de température de deux soudures.

a) Principe

Deux métaux en contact dont les surfaces sont au même potentiel présentent des travaux de sortie des électrons libres différents. Le travail de sortie est l'énergie minimum qu'il faut communiquer à un électron libre d'un métal pour l'extraire de ce métal. Elle peut s'exprimer en potentiel

$$V_s = V_o - V_F$$

V_o = d.d.p. entre l'intérieur et l'extérieur

V_F = potentiel correspondant au niveau de Fermi.

Les électrons d'un même niveau d'énergie présentent la même probabilité de passage de la barrière de potentiel qu'ils soient dans un métal ou dans l'autre. Lorsque ce niveau est plus proche du niveau de Fermi (dernier niveau d'énergie occupé par les électrons libres d'un métal lorsque

les niveaux inférieurs sont occupés) dans un métal, la probabilité d'occupation par un électron dans ce métal est plus grande que dans le métal à niveau plus éloigné. Le terme de ce déplacement d'électrons est l'égalisation des probabilités de passage des électrons à travers la barrière de potentiel, c'est-à-dire l'égalisation des deux niveaux de Fermi.

Entre les surfaces de deux métaux, s'établit une différence de potentiel de contact V_c égal à la différence de potentiel de sortie $V_s 1$ et $V_s 2$ des deux métaux en contact.

$$V_c = V_s 1 - V_s 2.$$

Dans une circuit fermé formé de deux métaux différents, les deux jonctions étant à des températures différentes, T_1 et T_2 , la force électro-motrice résultant de l'effet Peltier et de l'effet Thomson a pour valeur

$$E_{2-1} = V_1 - V_2 \int_{T_2}^{T_1} (h_2 - h_1) dT.$$

V_1 est la d.d.p. Peltier entre les niveaux de Fermi des deux métaux en contact à une température différente du zéro absolu.

V_2 est la d.d.p. Peltier du métal 2.

h_1 = coefficient de Thomson du métal 1

h_2 = coefficient de Thomson du métal 2.

Pour les deux conducteurs donnés, sachant que V_1 et V_2 ainsi que h_1 et h_2 dépendent des températures de jonction

$$E_{2-1} = f(T_1) - f(T_2).$$

la force électro-motrice E_{2-1} est donc fonction des températures T_1 et T_2 des deux jonctions.

b) Description de l'appareil

Un thermomètre à thermo-couple est un circuit formé de deux métaux comportant deux jonctions. L'une est à une température fixe connue, appelée jonction de référence ou soudure froide. On peut effectuer le repérage de la température de l'autre, appelée jonction de mesure ou soudure chaude, en mesurant la différence de potentiel existant entre les deux jonctions.

- La sonde thermométrique

L'élément de mesure est la jonction constituée par un fil de cuivre et de constantan, ou par deux autres métaux.

1) Les sondes

La tête ou jonction de mesure est réalisée par torsadage des extrémités des fils ou par soudure autogène. En arrière de la jointure les fils sont enrobés dans un isolant. L'ensemble est contenu dans un tube protecteur dont le matériau constituant est variable.

Actuellement, pour les applications médicales, on préfère le chlorure de polyvinyl. La tête de la sonde revêt des formes et des dimensions différentes selon son utilisation.

- La sonde rectale et oesophagienne de l'adulte. Elle est cylindrique et elle a un diamètre de 4,8 mm et une longueur de 7,8 mm.

La sonde rectale et oesophagienne de l'enfant a une forme identique à la précédente, mais son diamètre est compris entre 2,5 et 3 mm.

- La sonde épidermique. De forme lenticulaire, elle a un diamètre de 9,5 mm et une épaisseur de 3,5 mm. On la fixe sur la peau par une

bande adhésive.

- La sonde tympanique. De forme annulaire, la soudure de mesure, c'est-à-dire la soudure chaude, est dépourvue de revêtement. A l'extrémité opposée de la tête se trouve une borne de jonction avec l'appareil de mesure.

2) Les aiguilles

Une gaine métallique constitue l'un des éléments du couple, le second élément étant coaxial.

L'ensemble est tréfilé jusqu'à un diamètre extérieur inférieur au millimètre de forme sphérique car destiné à la puncture. Ainsi, distingue-t-on :

- Les aiguilles sous-cutanées, d'un diamètre de 1,2 mm et d'une longueur variable.
- Les aiguilles intra-musculaires présentent un diamètre de 0,9 mm.
- Les aiguilles intra-veineuses d'une longueur de 72 mm et d'un diamètre de 0,7 mm permettent l'étude du sang de drainage au niveau des organes.

- L'appareil de mesure

Est un potentiomètre électronique déterminant la f.e.m. qui apparaît dans le circuit lorsque les soudures sont à des températures différentes. La soudure froide est souvent remplacée par la résistance du potentiomètre et ses connexions. La f.e.m. qui apparaît dans le circuit du couple thermo-électrique est appliquée à un amplificateur électronique dont la tension de sortie traverse l'enroulement de contrôle d'un moteur biphasé. Le couple moteur agit sur un curseur et il est suffisamment élevé pour commander et entraîner en plus du curseur :

- soit un dispositif à lecture directe, formé par un index se déplaçant

horizontalement sur une échelle graduée en degrés. Cette graduation permet d'apprécier une différence de température de 0,1° C.

• soit un dispositif d'enregistrement, sur papier millimétré à l'aide d'un stylet inscripteur solidaire de l'index à lecture directe.

4) Les fluxmètres

Repèrent le flux de chaleur qui traverse une surface. Leur étude se justifie dans un mémoire relatif aux repérages des températures, car la température cutanée est la résultante du flux de chaleur entre la peau et le milieu ambiant. Lorsqu'on considère un volume traversé par un flux, la différence de température Δt de part et d'autre de cet élément est :

$$\Delta t = \frac{e}{k} \times \varphi$$

où e est l'épaisseur de l'élément

k la conductibilité thermique

φ le flux.

Description des fluxmètres

L'élément sensible est un thermo-couple : Notre description portera sur le fluxmètre à thermo-couples multiples. Les deux faces recouvertes de cuivre d'un circuit imprimé en téflon de deux centimètres de diamètres sont reliées par des fils de Constantan constituant 55 thermo-couples en série. Isolé par du chlorure de polyvinyle, ce fluxmètre est épais de 2 millimètres et sa force électromotrice est de 3 microns v par degré C. Une force électro-motrice plus importante est obtenue par un fil de Constantan enroulé en spirales sur lequel on dépose du cuivre par

électrolyse.

Ce fluxmètre présente une épaisseur non négligeable. Le flux entrant par une face peut sortir en partie par les côtés du fluxmètre, ainsi le flux réel sera supérieur à celui qui est repéré.

Peu utilisés en clinique, les fluxmètres à gradients renseignent sur la valeur et sur le sens du flux, et leurs applications cliniques présentent un intérêt lorsque la peau est exposée à un fort rayonnement, mais afin que les mesures soient précises, il est nécessaire, soit d'encastrer le fluxmètre, soit de mettre un anneau de garde.

Les applications cliniques des thermomètres électriques

Les thermomètres électriques à résistance, à thermistance et à couple thermo-électrique en raison de la ductibilité du matériau constituant, revêtent les formes les plus variables, permettant des repérages aussi bien de la température centrale à des niveaux différents que l'étude des variations de la température cutanée.

1 - Repérage de la température centrale

L'existence de gradients de température entre les différents organes internes est connue de longue date. Raison pour Eichna de l'inexistence dans l'organisme d'un tissu critique contrôlant les réponses thermorégulatrices.

Actuellement, il est admis que la température du sang de l'aorte est proche de celle des vaisseaux afférents à l'aire centrale. Cette opinion est partagée par Benzinger et Coll. Pour ces auteurs, les changements de température, enregistrés dans les régions proches ou desser-

vies par la carotide interne sont parallèles aux variations de la température au niveau de l'hypothalamus qui est le lieu de la thermorégulation centrale ou tissu critique pour utiliser le terme employé par Eichna.

La mesure de la température hypothalamique n'étant pas possible, ces auteurs affirmèrent que la température hypothalamique et celle de la membrane tympanique présentaient les mêmes variations quantitatives et des modifications semblables dans le temps. S'il en est ainsi, le repérage de la température du tympan pourrait être substitué au repérage de la température hypothalamique. Cette hypothèse ne pouvant être directement vérifiée, il a fallu procéder d'une manière indirecte en repérant simultanément la température dans différentes localisations du territoire de la carotide interne. Ces localisations sont :

- la région ethmoïdale antérieure,
- la fosse de Rosenmuller, qui est à 0,06 mm de la carotide interne,
- la membrane tympanique.

Après mise en place des sondes, un contrôle radiologique est effectué. Les modifications de la température sont enregistrées d'une part sous l'effet de variations de la température externe entre 24° C et 45° C, et d'autre part, sous l'effet de variations de la température interne par ingestion de 450 grs de glace pilée. Les modifications sont similaires au niveau des trois lieux de repérage éloignés les uns des autres et au niveau de tissus supposés avoir un métabolisme de base et un débit sanguin différents. La différence de la température existant entre la membrane tympanique et les deux autres localisations s'élève à 5 centièmes de degrés centigrades pour une modification de la température ambiante de 24 et 45° C. Ces auteurs admettent que si la température hypothalamique pouvait être repérée au cours de ces expériences, elle présenterait des variations identiques.

Cette méthode suggère la validité de la mesure de la température centrale au niveau de la membrane tympanique, mais elle ne prouve pas que cette mesure soit supérieure au repérage de la température rectale. Malgré les rapports existant entre la température rectale et les phénomènes de thermorégulation centrale, Benzinger estime que la température rectale n'est pas le témoin immédiat des variations de la température au niveau du cerveau. Il a préféré la relation qui existe avec la température repérée au niveau de la membrane tympanique et de l'oesophage, car certaines réponses observées à ces niveaux ne s'observent pas au niveau du rectum. Ainsi, la réponse au niveau du rectum est retardée par rapport à celle observée au niveau de la membrane tympanique et de l'oesophage lors de brusques variations de température, en raison du long temps d'ajustement de la température rectale par rapport à celui de la membrane tympanique ou de l'oesophage. Pour le repérage d'une température centrale, c'est l'appréciation de sa grandeur relative à des niveaux différents du corps qui présente un intérêt. Dans ce cas, le critère qui montre qu'un état constant a été atteint devrait être de préférence basé sur la température mesurée dans la région qui atteint l'équilibre le plus lentement, et qui, dans ce cas, est le rectum. Cette augmentation relativement lente de la température rectale dépend de la dispersion du sang dans les viscères abdominaux lors d'un stress thermique et de la grande capacité vasculaire du pelvis. Les températures tympanique et oesophagienne en tant qu'index de variations de la température reflètent plus fidèlement les modifications de la température moyenne du corps au cours d'une production brusque et continue de chaleur, comme dans le travail, au cours des hyperthermies provoquées et des hyperthermies qui ont pour origine un dérèglement nerveux central du système thermorégulateur. Les températures tympanique et oesophagienne rendent compte d'une manière plus précise de la température du corps humain, puisqu'elles représentent 80 % de la masse du corps alors que la température rectale

représente moins de 20 % de cette masse. La température interne repérée au niveau du tympan et de l'oesophage serait un reflet plus fidèle des modifications des températures au niveau des foyers thermogénétiques qui sont constitués par des tissus fortement irrigués. Les températures tympaniques et oesophagiennes sont considérées comme une réponse rapide aux variations de chaleur et, par la même, comme un indice plus valable du degré d'hyperthermie que l'homme peut tolérer, alors que la température rectale reflète plutôt la température moyenne du corps qui est un état d'équilibre atteint lentement et par là donc, le meilleur indice d'un état constant. Le repérage tympanique de la température centrale n'est pas plus difficile à obtenir que la prise de la température rectale. Selon ces utilisateurs, un thermo-couple est plus aisément mis en place qu'un thermomètre rectal et d'autre part il n'existe pas de possibilités de complications liées au bris du verre. L'avantage de cette méthode dans les salles d'opération résulte de son accessibilité pour l'anesthésiste, sans câble qui traverse la table d'opération. Son avantage par rapport au repérage de la température oesophagienne est de ne pas entraver les voies aériennes supérieures. Les thermomètres électriques trouvent une large utilisation en raison de la diffusion de plus en plus grande des techniques d'hypothermies provoquées qui nécessitent un contrôle régulier, rigoureux et constant des modifications de la température centrale.

2 - Repérage de la température cutanée

Nous allons passer en revue les variations de la température cutanée au cours de différentes affections pathologiques :

- les troubles de la circulation artérielle,
- les troubles de la circulation veineuse,
- les affections rhumatismales,
- les affections neurologiques,

- les troubles endocriniens,
- les processus pathologiques localisés,
- la surveillance des effets thérapeutiques.

(I) Troubles de la circulation artérielle.

Cette étude comporte en premier lieu l'exploration vasculaire centrale et en second lieu l'exploration vasculaire périphérique.

(1) L'exploration vasculaire centrale.

L'hémodynamique de la circulation locale est l'un des problèmes qui a suscité le plus de tentatives d'explorations. La mesure du débit sanguin dans un tissu peut être effectuée par la méthode thermoélectrique en raison de la dépendance directe et linéaire de la conductibilité électrique du tissu et de son débit sanguin. Ainsi, toute variation de la conductibilité thermique, paramètre repérable à l'aide d'une thermosonde, permet d'obtenir le repérage des modifications du débit sanguin même lorsqu'elles sont très localisées (Gibbs, 1935 et Grayson, 1952). Cette méthode consiste en une étude microcalorimétrique intratissulaire à l'aide de sondes thermiques constituées de thermo-couples ou de thermistances. Si nous appliquons cette technique à la circulation cérébrale, il est raisonnable d'affirmer qu'elle donne une mesure relativement convenable du débit sanguin à travers le cerveau bien que la circulation cérébrale forme un réseau vasculaire infiniment complexe. Si elle ne permet pas le repérage de la valeur absolue de l'irrigation sanguine localisée, elle fournit cependant une réponse au changement du débit par des variations thermiques en raison de la relation simple et linéaire qui existe entre le débit sanguin et la température. Cet avantage est essentiel, car il permet l'observation précise et quantitative quant à l'amplitude, la latence et la durée des modifications vasculaires, puisqu'elle

permet d'une part d'observer les phénomènes de longue durée et d'autre part le repérage continu et instantané des variations du flux sanguin.

Les malades présentant une athéromatose cérébrale diffuse dont la lésion la plus manifeste apparaît être une sténose ou une thrombose de la carotide interne révèlent à l'étude du débit cortical à l'aide de thermo-sondes, une instabilité permanente du régime circulatoire qui, dans certains cas, présente l'allure d'une véritable anarchie vasomotrice spontanée, soit par une modification des réponses à l'inhalation du gaz carbonique (vasodilatateur), soit enfin une passivité au cours d'épreuves d'orthostatisme. Elle permet d'établir une corrélation entre l'importance de l'obstruction carotidienne et son retentissement sur le débit cérébral par un enregistrement pré- et post-opératoire afin de juger, avant la désoblitération carotidienne, de la circulation de suppléance et, si l'acte chirurgical que l'on propose a une certaine chance d'améliorer la condition du malade, elle permet aussi d'évaluer l'effet des ponts chirurgicaux et de dépister éventuellement une thrombose post-opératoire et secondaire.

(2) Exploration vasculaire périphérique.

Dans les affections vasculaires périphériques, la thermométrie électrique trouve ses meilleures indications cliniques. Les Américains ont étudié le problème de la température cutanée dans les affections vasculaires. Ils ont tenté de différencier grâce à cette méthode, le déficit circulatoire par simple spasme de celui dû à une maladie organique des artères, en déterminant l'état vasculaire des différentes régions cutanées à l'aide de bains locaux ou généraux chauds et froids.

Après immersion de l'avant-bras dans de l'eau à 43° C, on observe une augmentation de la température cutanée des orteils d'un sujet normal. Cette augmentation de la température du gros orteil résulte des

phénomènes de thermo-régulation qui freinent l'augmentation de la température centrale qui résulterait, s'il n'y avait pas d'augmentation des pertes de chaleur par accroissement du débit sanguin au niveau des extrémités. L'arrêt du flux sanguin dans la jambe saine au moyen d'un brassard que l'on gonfle à 60 mm Hg de pression permet de constater l'absence de toute augmentation de température des orteils; au contraire, on observe une diminution de cette température. S'il existe des perturbations vasculaires assez sévères, comme l'artérite, la thrombo-angéite oblitérante, l'application locale de bains chauds et froids permet de mieux entrevoir l'intégrité de la circulation périphérique.

Le patient est dans un milieu ambiant de 22° C à 25° C. Pour mesurer la température des mains, on plonge celles-ci dans un récipient d'eau froide dans laquelle baignent les mains, et les avant-bras. Pour les pieds, on place les jambes jusqu'à mi-mollet dans une bassine. Le bain dure une demi-heure et il s'établit un certain équilibre entre la température de la pièce et celle de l'eau. Lorsque le bain est fini, on mesure la température des extrémités, puis on refait la même expérience avec l'eau chaude à une température allant jusqu'à 40° C à 45° C. Le bain dure également une demi-heure et on prend les mesures toutes les 10 minutes, pendant 1 h. 30. La température cutanée des orteils ne baisse pas en réponse au bain chaud des avant-bras. L'application d'air froid sur les extrémités inférieures cause rapidement une variation de la température. Cette réponse est diminuée dans les affections vasculaires comme l'artério-sclérose et la thrombo-angéite oblitérante. L'application locale de chaud et de froid donne encore mieux une idée définie de l'intégrité de la circulation périphérique. Des travaux ont été entrepris pour déterminer les températures cutanées dans le cas de troubles circulatoires des extrémités. Leur principe repose sur le repérage des températures symétriques aux mains et aux pieds toutes les 10 mn. Pour une circulation

périphérique normale, la courbe de variation doit comprendre trois parties :

- le comportement dans le milieu normal,
- la réaction au bain froid,
- la réaction au bain chaud.

La première partie est en plateau et correspond à la température de la main du sujet au repos. La deuxième partie correspond au bain froid. Elle a pour expression graphique : premièrement une chute de la courbe en rapport avec la chute de la température due au brusque refroidissement qui se produit sur le plan physiologique par une vasoconstriction et se traduit sur le plan subjectif par des douleurs au niveau des extrémités. La seconde partie montre une remontée brusque puis un pallier correspondant semble-t-il à une libération d'histamines qui serait passagère puisque la courbe s'aplatit rapidement. La troisième partie correspond au bain chaud et se traduit par une ascension de la courbe, témoin de l'hyperthermie et de la vaso-dilatation qu' il entraîne .

Donc, la dilatation des vaisseaux conditionne une irrigation sanguine intensive des tissus et par là même une température plus élevée. Ce réchauffement nous montre le degré de l'irrigation atteint et nous permet de déterminer la circularion sanguine maxima. Après bain chaud , la température retombe lentement après deux ou trois heures à son point de départ.

Pour une circulation normale, le maximum de température cutanée doit être atteint entre 15' et 20', pendant le bain. Pour l'interprétation des courbes d'un individu à l'autre, il n'est autorisé de conclure que sur l'existence de grosses différences de températures. Si ces différences apparaissent à un endroit symétrique sur un seul sujet, surtout après le bain froid, elles sont d'importance capitale pour apprécier l'état de la

circulation sanguine périphérique. Ainsi, dans les troubles spasmodiques ces différences sont rapidement compensées au cours du bain chaud, alors qu'elles persistent longtemps, ou même ne se réduisent jamais dans les troubles organiques. Chez les malades présentant les troubles spasmodiques, la courbe de température se traduit par :

- une température de départ basse,
- une réaction au froid importante,
- une augmentation de la température rapide et intensive au bain chaud.

Chez les malades atteints d'artérite, la courbe est toute différente :

- la température de départ est souvent proche de la normale, sauf dans les cas graves avec mauvaise circulation collatérale où cette température est plus basse.
- la réaction au bain froid est plus ou moins intense,
- la réaction à la chaleur se fait lentement et très modérément.

Donc, les mesures de températures cutanée après bain froid et après bain chaud, permettent de différencier exactement les troubles spasmodiques des troubles organiques. Elles peuvent même donner une idée de la hauteur de l'oblitération.

La thermométrie cutanée utilisée comme indicateur des affections du système vasculaire périphérique permet de faire la différence entre l'affection organique oblitérante et les spasmes fonctionnels par le test de Landis Gibbon dans un bain chaud. Il consiste à plonger les deux bras à 46° pendant 20 min. On mesure au bout de ce temps la température des orteils. Chez un individu normal, une vaso-dilatation se produit et on note une augmentation de la température cutanée des deux gros orteils.

Si le sujet est atteint de thrombo-angéite oblitérante au membre inférieur droit, par exemple, la température cutanée est plus basse à

l'orteil droit. Selon le degré plus ou moins important de l'oblitération, la réponse est plus ou moins atténuée.

En conclusion, la thermométrie cutanée à l'aide de thermomètres électriques constitue un moyen d'investigation tout à fait valable qui complète très utilement les données de l'oscillométrie et de l'artériographie dans le diagnostic des troubles de la circulation artérielle. Elle permet de saisir le tonus artériel, le degré effectif de la circulation sanguine, ses possibilités d'adaptation et ses modes de réactions.

(II) Troubles de la circulation veineuse

Dans les troubles de la circulation veineuse, varices, phlébites, on note toujours une hyperthermie cutanée du membre atteint allant de pair avec les signes cliniques propres aux thromboses veineuses. Cette élévation de la température est généralement de l'ordre de 3° C. Le retour à la normale de la température cutanée se fait parallèlement à l'amélioration du tableau clinique. Certains auteurs prétendent que l'augmentation de la température cutanée au niveau d'un membre précède l'apparition des signes cliniques de phlébite et constituerait donc l'élément le plus précoce du diagnostic.

(III) Les affections rhumatismales

Des recherches contemporaines ont montré qu'intervient dans l'étiologie des affections rhumatismales, un facteur neuro-végétatif. Les troubles vaso-moteurs, les poussées congestives expliquent les crises à allure inflammatoire qui jalonnent la marche des rhumatismes déformants.

La vascularisation excessive marque le début d'évolutions anatomiques et commande en partie le développement ultérieur des lésions.

Dans ces conditions, il est aisé de comprendre la valeur de la thermométrie cutanée dans les affections rhumatismales qui s'apparentent d'une certaine manière aux affections vasculaires. De nombreux auteurs tels que Saidmann, Prokbovskji à Moscou, et Batmann en Suisse, se sont penchés sur ce problème et ont publié des résultats superposables. L'exploration thermométrique s'effectue au niveau de points symétriques. Elle permet de déceler des différences de température dès qu'elles atteignent cinq dixième de degrés, permettant de conclure à l'existence de troubles inflammatoires, circulatoires ou trophiques.

Tous ces travaux ont permis de conclure qu'une hyperthermie cutanée doit orienter vers l'arthrite alors qu'une hypothermie doit faire penser à un processus arthrosique. Plus l'hypo- ou l'hyperthermie sont importantes, plus il y a lieu de redouter un processus grave. La thermométrie apparaît donc non seulement comme un élément de diagnostic, mais également comme un élément de pronostic. L'arthrite est d'autant plus inflammatoire que la température est plus élevée, et tant que celle-ci reste élevée, on peut conclure que le processus inflammatoire n'est pas refroidi. Dès que le processus inflammatoire diminue, l'hyperthermie régresse également. L'arthrite infectieuse entraînerait une élévation thermique cutanée de $0,5^{\circ}$ à $2,8^{\circ}$ C.

Dans les arthroses, l'hypothermie est voisine de 1° C, souvent moins, rarement supérieure. L'hypothermie porte non seulement sur l'articulation elle-même, mais sur les zones de voisinage, voire même sur l'articulation sous-jacente.

Dans les polyarthrites déformantes, l'hyperthermie va de pair avec la poussée inflammatoire et peut s'élever à ce moment à 2° C ou 3° C.

En période de non évolutivité, il n'y a pas de différence thermique sensible. Dans les rhumatismes chroniques infectieux non tuberculeux, l'hyperthermie est constante et a pour valeur $1,5^{\circ}\text{C}$ à 2°C de plus que le côté opposé non atteint.

Dans les arthrites tuberculeuses, les hyperthermies sont beaucoup plus considérables et peuvent atteindre 4° à 5°C de plus que l'articulation symétrique saine.

Dans la périarthrite scapulo-humérale, l'hyperthermie est peu importante, de l'ordre de $0,5^{\circ}\text{C}$ à 1°C , et peut s'étendre aux zones de voisinage.

Une hypothermie locale importante dans les arthroses exprime une réduction circulatoire du territoire correspondant avec ses conséquences trophiques et dégénératives et comporte une valeur pathogénique indéniable.

En conclusion : nous pouvons dire que les faits cliniques précédemment cités montrent l'importance de la place que la thermométrie cutanée doit occuper en rhumatologie puisqu'elle permet de mesurer le facteur inflammatoire et circulatoire local.

(IV) Les affections nerveuses

Chez les hémiplésiques, on observe une hypothermie cutanée de 1°C à 3°C sur tout le membre hémiplégié. Dans les sciaticques, en particulier les lombo-sciaticques, l'hypothermie porte sur la zone du grand trochanter, sur la région fessière, et descend le long du membre inférieur. Elle est de l'ordre de 2°C avec souvent un maximum au niveau du mollet.

Cette hypothermie n'est cependant pas toujours de règle et les malades atteints de sciatique ne présentent pas de différences de température cutanée.

Dans les séquelles de sympathectomie péri-artérielle, il existe aussi une hypothermie constante et importante de 3° C à 4° C.; parallèlement, les oscillations sont diminuées. Cette hypothermie régresse en même temps que s'observe une amélioration clinique. Réciproquement, une hypothermie qui se fixe, laisse prévoir des séquelles définitives. Une amélioration de la température cutanée peut déceler une amélioration clinique avant même qu'on ne s'aperçoive de la régression de l'atrophie ou de la paralysie.

(V) Les troubles endocriniens

Les hyperthyroïdies en raison de l'augmentation du métabolisme de base qu'elles entraînent, permettent de constater une élévation de la température cutanée au niveau des extrémités sans qu'il y ait pour autant des modifications thermiques au niveau de la projection cutanée du corps thyroïde alors que dans le myxoedème on observe à l'inverse une hypothermie cutanée.

(VI) Les processus pathologiques localisés

La conception classique admettant que l'augmentation locale de la température est due à une augmentation de la vascularisation, présente quelques exceptions, nous ne ferons que les citer, car elles montrent l'intérêt de l'étude thermométrique à l'aide de thermo-sondes qui permettent aussi bien l'étude de la température cutanée que celle du sang de drainage.

Ainsi, au cours des inflammations localisées, la température cutanée est de 39° C alors que celle du sang artériel est de 36° C et celle du sang veineux de 37° C. Dans cet exemple, l'augmentation de la circulation entraîne plutôt un refroidissement du processus inflammatoire.

Le cancer du sein montre une température superficielle plus élevée que celle du sang artériel et veineux de drainage. Le même phénomène est observé au niveau du cancer de l'estomac où la température est de 35°5, alors que celle de la coronaire stomachique est de 34° C et celle de la veine de 34°5 C. Ainsi, on est-il des mesures effectuées au niveau d'un cancer du rectum où la température muqueuse est de 1° à 2° C supérieure à celle des artères et même à celle du sang veineux de 0,5° C.

D'après Lonson, les hyperthermies des processus malins ne sont pas, après examen histologique, ni en corrélation avec l'association des phénomènes inflammatoires, ni en corrélation avec l'activité métabolique mais avec une extension de la lésion. La thermométrie constituerait donc un moyen de se rendre compte de l'effet anti-tumeur de la chimiothérapie.

(VII) Surveillance des effets thérapeutiques

La thermométrie permet de suivre les effets thérapeutiques. Nous distinguerons les moyens thérapeutiques selon leur nature.

(1) Les moyens chimiques

- La médication per os offre peu d'intérêt.
- L'infiltration permet de vérifier la température cutanée avant et après chaque séance.

Dans les infiltrations lombaires utilisées en cas d'artérite, la température cutanée du membre atteint s'élève de façon très notable,

et cette amélioration persiste 24 heures. Le malade éprouve un soulagement de ses douleurs et une diminution de son impotence fonctionnelle. Au bout de ce temps, l'élévation thermique régresse progressivement. Une seconde infiltration effectuée après 8 jours élève la température cutanée et cette élévation thermique est plus durable et ne régresse pas totalement. La répétition des infiltrations montre une hypothermie moins considérable du membre atteint pouvant même aller jusqu'à régresser complètement selon certains auteurs. L'injection intra-artérielle montre une élévation thermique plus importante que l'infiltration lombaire. Ainsi, après une injection de 10 cm³ de novocaïne à 1% dans l'artère fémorale, on note une élévation de la température cutanée.

- 2,2° C au niveau de la cuisse
- 2° C au niveau du tiers supérieur du mollet
- 4° C au niveau du mollet, et
- 3° C au niveau du pied (Saidman).

La réaction subjective des injections artérielles est plus vive que celle obtenue par infiltrations lombaires. Le malade ressent une chaleur intense au niveau du membre inférieur en même temps l'on constate une rougeur des téguments.

(2) Les procédés physiques

utilisés en rhumatologie et en cas de sciatique sont :

- La fangothérapie : au cours des applications de boue en cataplasme à 48° C pendant une demi-heure, la température cutanée ne s'élève pas, contrairement à ce que l'on pouvait supposer, lorsqu'on enlève le cataplasme, il y a même une légère diminution thermique au niveau de la zone correspondante. Mais après 10 mn la température s'élève et dépasse la température initiale. Donc, la fangothérapie est un moyen thérapeutique intéressant si elle ne se manifeste pas par une élévation massive de la

température cutanée, elle permet de constater une élévation locale de 0,5 à 1,5° C (Delore).

- Le rayonnement ultra-violet : entraîne une élévation thermique beaucoup plus importante.

- La mécano-thérapie : dans les atteintes rhumatismales, sciatiques et les atrophies, la mécano-thérapie entraîne une élévation de la température cutanée. Ainsi, une séance de massage provoque initialement une très légère hypothermie puis la température cutanée s'élève mais seulement au bout de quelques minutes de façon modérée : 3 à 5 dixièmes de degrés. Cependant, le résultat à distance est intéressant car il n'est pas rare de constater, après quelques séances, une élévation thermique de 0,5 à 1° C au niveau des zones atteintes d'atrophies douloureuses, ou limitées fonctionnellement.

- Les bains carbogazeux : Le gaz dissout diffusé à travers les pores, entre en contact direct avec les vaisseaux sanguins qu'il dilate. Raison pour laquelle, le bain carbogazeux est utilisé dans les affections vasculaires.

Les résultats cliniques de cette thérapeutique ont été suivis par la capillaroscopie et par le repérage de la température cutanée. La capillaroscopie montre une augmentation considérable du nombre des capillaires. La thermométrie de contact montre une élévation de la température cutanée. Pour connaître la valeur du bain carbogazeux, on a traité les malades, d'une part par bains d'eau chaude et d'autre part par bains carbogazeux.

. En cas de bain chaud, il y a une augmentation brutale de la température du gros orteil dès qu'on immerge la jambe. La température avoisine la température de l'eau. Dès que la jambe est retirée, la tempé-

ture retombe en flèche après 5 mn.

. Après bain carbogazeux, la température locale est un peu moins élevée, mais cette hyperthermie persiste plus longtemps, environ 30 mn, avant de retomber à sa valeur initiale, car le bain carbogazeux produit une augmentation du flux sanguin qui se traduit par un accroissement de la température locale. Cette thérapeutique est utilisée dans les affections du système vasculaire périphérique surtout dans les artérites oblitérantes et le syndrome de Raynaud.

B - LA THERMOGRAPHIE DE CONTACT

Permet d'obtenir et de conserver l'image de la répartition thermique d'une surface cutanée grâce à la phosphorographie et aux cristaux liquides.

I) La phosphorographie

a) Définition

Certains phosphores, d'abord excités, soit par des radiations ultra-violettes, ou visibles de courtes longueurs d'ondes, soit par des particules possédant une énergie élevée, présentent une fluorescence. Lorsque celle-ci cesse, la stimulation du phosphore, par un rayonnement infra-rouge, provoque l'apparition de radiations visibles appelées phosphorescences. En mettant la couche phosphorescente en contact avec une plaque ordinaire, on conserve du phénomène une image durable. Cette méthode de détection du rayonnement infra-rouge porte le nom de phosphorographie.

b) Principe

Dans un phosphore entre la bande de Valence correspondant à l'énergie la plus basse pleine d'électrons et la bande de conductibilité correspondant à l'énergie la plus élevée, vide d'électrons, se placent d'une part des niveaux d'énergie contenant des électrons qui, excités par l'absorption d'énergie du rayon incident, reviennent par paliers à des niveaux plus bas avec émission d'une fluorescence. Cette émission cesse avec la fin de l'excitation. D'autre part, des niveaux métastables ou pièges à électrons qui, remplis d'électrons à la suite de l'arrivée de la radiation excitatrice restituent cette énergie par le départ des électrons de ces pièges vers le niveau énergétique inférieur sous l'influence de radiations infra-rouges.

Leur retour à des centre luminogènes provoque l'émission de radiations visibles ou phosphorescences, selon la constitution du phosphore. La température favorise le peuplement des pièges pendant l'excitation et le dépeuplement par l'agitation thermique, ainsi la phosphorographie ou thermo-luminescence par la visualisation du rayonnement infra-rouge constitue un moyen de détection de la température d'une surface cutanée.

c) Description de la méthode

La phosphorographie, en tant que méthode de repérage de la température d'une surface cutanée, a été décrite par Urbach: Avec une couche de phosphore constituée par du sulfure de zinc, on enduit une surface de peau. Ce phosphore a été choisi en raison de sa grande thermosensibilité. La surface enduite est éclairée par un rayonnement ultra-violet émis par une lampe à vapeur de mercure. Ce rayonnement a pour but de sensibiliser la couche de sulfure de zinc en remplissant les pièges

à électrons. Après l'arrêt des radiations ultra-violettes sensibilisatrices, la couche phosphorescente restitue, sous forme de radiations visibles, l'énergie absorbée sous l'effet de la stimulation du rayonnement infra-rouge. Cette couche de sulfure de zinc permet donc la détection de la répartition thermique au niveau de la surface cutanée sous l'aspect d'un dessin d'intensité variable, ou de couleurs de l'enduit luminescent dû au dépeuplement des pièges à électrons et de leur retour au centre luminogène selon la distribution spectrale de l'énergie infra-rouge.

Car, selon la loi de Planck, la chromaticité du corps rayonné en fonction du système visuel s'effectue de sorte que les couleurs correspondant aux températures soient le bleu, le vert, le rouge.

La superposition de ces trois couleurs infra-rouges conduira à représenter le point le plus chaud par le bleu, le point relativement froid par le rouge et les points représentant les températures intermédiaires par une couleur neutre ou blanche.

On conserve du phénomène une image durable en plaçant au contact de l'enduit une émulsion ordinaire. Les parties éteintes de l'enduit phosphorescent donnent une image claire tandis que les parties illuminées donnent un noircissement variant avec l'émission du rayonnement infra-rouge.

En connaissant la sensibilité spectrale du phosphore utilisé, il devient possible de déterminer la répartition de la luminence des radiations infra-rouges qui correspondent aux différents points de l'image. On arrive à déterminer la température des différents points de la source, donc la distribution thermique de la surface cutanée. Ce qui fait de la phosphorographie une méthode thermographique et thermométrique de la surface cutanée par contact. La mesure des isothermes, points d'égale température, pouvant être effectuée par la densitométrie, la projection contiguë de deux négatifs, et si une plus grande précision est désirée, par une photométrie

photographique. La variation de l'intensité est de l'ordre de 20 % par degré C. Une autre méthode évite d'enduire la surface à examiner. On place une substance phosphorographique au foyer d'un système optique. L'image de l'objet se forme sur un écran et peut être conservée par la photographie. Cette méthode est appelée par Urbach thermographie de projection par opposition à la première méthode qu'il désigne sous le terme de thermographie de contact.

d) Applications cliniques

La thermo-luminescence phosphorographique constitue un moyen de repérage et de mesure de la répartition thermique cutanée, statique et dynamique. Mais elle est extrêmement limitée en tant que cartographie thermique en raison de la faible étendue du champ thermique infra-rouge exploré par cette méthode. La limite supérieure d'exploration dans les conditions optima n'est possible que jusqu'à une longueur d'onde de 2,5 microns, alors que l'émission maximum de la peau se situe à 9,5 microns aux températures physiologiques. Elle nécessite un étalonnage préalable en raison des variations de la courbe d'émission de chaque phosphore. Le négatif obtenu, c'est-à-dire la luminescence sur la couche phosphorescente est fugace, par conséquent difficile à observer et une grande thermo-sensibilité d'un phosphore aux températures physiologiques s'accompagne d'un rendement luminescent très peu élevé. Pour ces raisons, l'image nécessite un enregistrement photographique afin de conserver l'aspect thermo-luminescent et la possibilité d'une étude plus précise, donc, elle nécessite en outre l'obscurité absolue.

Nous n'avons pas connaissance d'applications cliniques de la méthode phosphorographique en raison sans doute des difficultés de mise en oeuvre, de la faible étendue de températures repérées et de la durée relativement longue du cycle d'images rendant cette méthode difficilement

utilisable pour un repérage fin des températures cutanées, mais surtout à cause de l'apparition d'une technique plus maniable et ayant une étendue d'exploration plus grande, la cristallographie cholestérique.

II) Les cristaux liquides

a) Définition

Les cristaux liquides de type cholestérique sont des esters de cholestérol ou gels, dans un état métastable où ils présentent les propriétés mécaniques des liquides et les propriétés optiques des cristaux dans des conditions de température convenable.

b) Principe

Le principe auquel obéit une couche de cristal liquide de type cholestérique n'est pas complètement élucidé. Cette couche étalée sur une surface et éclairée par une lumière blanche prend une teinte qui dépend de la température du cristal liquide au point considéré, en raison de l'organisation hélicoïdale de la stratification de la lame du liquide en cyclide de Dupin ou en tore dans les cas les plus simples. Chaque strate résulte de feuilletés élémentaires de molécules dont les axes optiques ne sont plus normaux mais présentent tous une direction parallèle au plan de la strate avec un arrangement hélicoïdal tournant, à mesure que l'on s'éloigne de la face supérieure pour se rapprocher de la face inférieure de la strate. L'angle de rotation d'un plan moléculaire par rapport à un autre a toujours le même sens et a pour valeur 15° (Grignard).

Cette structure explique l'absorption, la réflexion sélective et le pouvoir rotatoire des lames cholestériques stratifiées en fonction de la température et de la longueur d'onde. D'une part l'absorption ou la

réflexion sélective de ces substances pour une radiation de longueur d'onde déterminé, a lieu en raison de l'existence de plans équidistants orientés, formés par les feuilletts élémentaires de molécules qui fonctionnent comme des plans réflecteurs. Cette lame stratifiée observée en lumière blanche apparaît colorée. Elle présente des teintes vives que Freidel compare à des plumes de paon. Ces changements de teintes résultent du changement d'inclinaison du rayon incident et du rayon réfléchi, en raison de l'angle existant entre les différents plans réflecteurs qui seraient fonction de la température du cristal liquide. La longueur d'onde réfléchie lui est inversement proportionnelle et par conséquent elle décroît lorsque la température augmente. D'autre part, le pouvoir rotatoire de ces substances est parmi les plus grands connus. Le sens de cette rotation est différent selon que la radiation incidente a une longueur d'onde supérieure ou inférieure à la longueur d'onde réfléchie sélectivement. On explique ce changement de sens de la rotation par le fait que l'axe optique de la lame stratifiée est normal et non plus parallèle à la direction des molécules du feuillet élémentaire.

c) Description de la méthode

La zone à étudier est préalablement dégraissée à l'aide d'un détergent de préférence à l'alcool, l'éther ou l'acétone. Puis noircie avec du noir de charbon. Fergason utilise : carbonblack 33 g., alcool de polyvinyl 33 ml, détergent 0,15 mg, eau qsp 100 ml. Après séchage, la solution de cristal liquide de cholestérol est appliquée sur la surface à étudier. Les cristaux liquides sont fabriqués par Kodak sous le nom de thermocolor et par Westinghouse sous la dénomination de spectratherm. Ces solutions contiennent de l'oléate, du nonanoate, et du benzoate de cholestérol en proportions variables dans 10 % de chloroforme.

Cette solution est ensuite éclairée par une lumière blanche. Elle diffuse dans une direction déterminée une lumière monochromatique,

d'une longueur d'onde fonction de la température de la couche du cristal liquide.

La relation entre la température cutanée et la longueur d'onde de la lumière réfléchie pour un mélange déterminé est établie au moyen d'un banc à gradients de températures. Selon la composition du mélange, ces solutions permettent d'étudier une gamme de température de 6° C entre 29° C et 35° C ou 34° et 40° C, avec des couleurs correspondant au spectre visible, par exemple:

36° C	bleu foncé à bleu clair
34,9° C à 33° C	vert et vert clair
32,3° C à 32,1° C	jaune
32,1° C à 31° C	orange
31° C à 29,5° C	rouge et rouge sombre.

Aux températures supérieures et inférieures à la gamme du cristal liquide, aucune réaction colorée n'est visible et la base de noir de charbon apparaît. La carte thermique avec une solution de cholestérol est constituée de zones isothermes repérables par une couleur identique. Le choix du seuil inférieur ainsi que la gamme de sensibilité de température de la solution cholestérolique ont été fixés d'après les mesures thermo-électriques de la température cutanée de 128 lésions cancéreuses chez l'homme.

d) Applications cliniques

La peau située au-dessus ou au voisinage d'un grand nombre de lésions est le reflet de ces processus pathologiques. La mesure thermographique de la température de la peau peut être un moyen utile pour la détermination de la taille, de l'état de vascularisation et de la réceptivité de ces processus aux différents traitements entrepris.

Les mesures thermo-électriques sont des mesures ponctuelles et une seule mesure de la température n'a pas de valeur. Dans ces cas, la mesure de la répartition thermique complète l'information thermo-électrique ponctuelle et la thermographie infra-rouge segmentaire qui ne sont pas adaptées à l'observation des phénomènes vasculaires rapides. Elles nécessitent un matériel coûteux. La thermographie par cristaux liquides de types cholestériques permet une visualisation immédiate, reproductible et en couleur des températures de surface, sensible à de très rapides variations de la température. Les phénomènes peuvent être enregistrés au moyen de photographies prises aux différents stades constituant un document simple à obtenir, aisé à conserver et permettant d'étudier en détail par la suite la distribution des températures cutanées.

(1) Etude du débit sanguin

Après immersion des doigts dans l'eau glacée, les veines de drainage apparaissent sous forme de bandes noires nettement marquées sur fond vert, à environ 33,5° C à 34° C. L'immersion des doigts dans l'eau chaude à 39°C produit l'effet inverse. La peau au-dessus des veines devient bleu foncé sur fond vert. Des variations analogues peuvent s'observer chez les fumeurs sensibles à la nicotine en raison de l'effet vaso-constricteur; ainsi, l'observation par Grall et Tricoire d'un malade présentant une artérite au membre inférieur droit ayant été amputé de trois orteils: la limite entre la zone vascularisée normalement et la zone ischémique est particulièrement nette et s'accompagne d'une variation de la température cutanée de 3,5°C. Au-dessous, une zone inflammatoire, avec atteinte de la peau reste visible en bleu foncé. Cette teinte disparaît après stress thermique froid du membre, alors que la température de la zone supérieure ne subit pas de changements.

(2) En cancérologie

Cette méthode permet la visualisation précise des zones tumorales. En effet, chez trois patients, Holland F. a observé que les limites thermographiques de la tumeur dépassait de 0,5 cm les limites palpables. Ce fait traduisait une vascularisation plus grande de ce territoire et par conséquent un processus malin plus étendu que ne permettait de préjuger la palpation. Elle permettait, en outre, la mise en évidence du processus nécrotique central qui se traduit par une différence de 0,5°C avec la périphérie, donc d'une teinte différente, traduisant une défaillance circulatoire responsable de la nécrose et non sensible à la chimio-thérapie (Lawson).

De plus, elle rendait compte de l'importance du réseau veineux tumoral, puisque le sang veineux avait une température supérieure de 0,9°C par rapport à celle du tissu avoisinant. Cette donnée permettait au chirurgien de tracer avec plus de précision les limites de l'exérèse.

(3) Les hyperplasies

Tels que les lipomes et les fibromes sont soit isothermiques, soit hypothermiques par rapport à l'environnement. Ainsi, un lipome a une température de 0,6°C inférieure à l'environnement. Le stress thermique accentue cette hypothermie et le gradient de température passe de 0,6° à 2° C. Les limites de la tumeur correspondent aux limites de la thermographie.

(4) Les inflammations

La cristallographie a été pratiquée chez un malade porteur d'un érythème par radio-thérapie et chez un malade présentant un érythème par brûlure. Au niveau de ces lésions, la température enregistrée était supé-

rieure de $0,6$ à $1,4^{\circ}\text{C}$ à la température de la peau environnante et cette hyperthermie dépassait les lésions apparentes de 10 cm . Après stress thermique, il fut noté au niveau de la lésion post-radiothérapique une accentuation du gradient thermique de $0,6^{\circ}$ à 3°C par rapport aux tissus sains. Cette accentuation ne fut pas retrouvée dans le cas de la brûlure superficielle. Cette méthode permet la visualisation des gradients de température de la peau. Elle s'adapte parfaitement à l'observation des variations rapides des températures résultant de la vaso-constriction ou de la vaso-dilatation consécutive au stress thermique ou pharmacodynamique. Elle peut constituer un moyen de dépistage précoce notamment du cancer, du sein en dépit de résultats négatifs des cancers peu vascularisés et de faux résultats positifs chez des femmes porteuses de lésions inflammatoires.

L'hyperthermie constante au niveau de la tumeur en dépit du stress thermique permet d'affirmer que le flux sanguin détermine le gradient de température et que la contribution de la tumeur à la production thermique locale est négligeable. La couleur d'un point permet de déduire sa température avec une approximation de $0,5^{\circ}\text{C}$ dans les limites de la gamme de température du mélange. La sensibilité de la méthode peut être augmentée avec des solutions cholestériques ayant une bande étroite de température et par l'utilisation de lumière monochromatique pour délimiter avec plus de précision les zones isothermes.

III

LE REPERAGE DES TEMPERATURES A DISTANCE

Ce repérage s'effectue par l'enregistrement de l'énergie transportée par un rayonnement (électromagnétique) émis par tout corps ayant une température supérieure au zéro absolu.

En raison de la relation directe existant entre l'intensité de ce rayonnement et la température de la source, la radiométrie constitue un procédé de mesure à distance de la température.

Les premières applications de la radiométrie ont été conditionnées par les possibilités du seul récepteur disponible : l'oeil humain. De ce fait, elles se limitèrent au spectre visible et par voie de conséquence, aux températures élevées. La peau in vivo ayant une température moyenne comprise entre 26°C et 37°C, il fallait attendre des récepteurs plus sensibles qui apparurent avec les progrès de l'électronique, au cours de la dernière décennie. Ils sont à l'origine de la radiométrie infra-rouge ou thermographie et dans un jour prochain, peut-être de la radiométrie hertzienne.

Une confusion ne doit pas s'établir entre la thermographie et photographie infra-rouge. Celle-ci peut être effectuée par n'importe quelle caméra en y adjoignant un filtre pour éliminer la composante visible du spectre et en utilisant un film sensible aux infra-rouges.

L'objet à photographier devant auparavant être exposé à une source infra-rouge, l'impression du film résulte essentiellement des diffé-

rences de transmission et d'absorption des ondes réfléchies sur la surface de l'objet photographié.

La thermographie enregistre les infra-rouges spontanément émis par la peau et elle représente une véritable photographie de la chaleur superficielle. Ce procédé nécessite un système de détection sensible aux longueurs d'ondes du domaine spectral infra-rouge cutané.

Les procédés de détection infra-rouge ont des applications intéressantes dans les domaines les plus divers comme dans l'industrie, l'aéronautique et la recherche spatiale. En tant que méthode d'investigation médicale, les applications sont plus récentes et leurs possibilités réelles semblent encore largement méconnues.

I - LA THERMOGRAPHIE

1) Principe

Toute surface d'un corps à une température supérieure au zéro absolu, émet un rayonnement dont l'énergie totale est fonction de la température et de l'émission de la surface et caractérisée par une distribution spectrale particulière "loi de Stephan Boltzmann". Ce rayonnement prend naissance dans le mouvement thermique des particules élémentaires du corps chargées électriquement. Ces particules se comportent comme un grand nombre d'oscillateurs élémentaires ayant toutes les fréquences possibles. A chaque fréquence d'oscillation γ correspond une longueur d'onde λ de l'onde électromagnétique. Selon le postulat de Planck, la fréquence et l'énergie sont liées par la relation.

$$E = h\lambda$$

$$\text{d'où} \quad E = \frac{hc}{\lambda}$$

c = vitesse de la lumière

h = étant la constante de Planck.

La luminescence énergétique du rayonnement d'une surface à une certaine température par unité de temps, d'angle solide et d'air s'exprime donc, en fonction de la longueur d'onde, sous le terme de "luminescence monochromatique $L_{\lambda T}$ ".

L'émission monochromatique $\Sigma \lambda T$ est déterminée par le rapport des luminescence de cette surface et de celle du corps noir dans les mêmes conditions :

$$\Sigma \lambda T = \frac{L_{\lambda, T}}{L'_{\lambda, T}}$$

Ce facteur d'émission dépend de la longueur d'onde, de la température, de la direction de l'émission, mais aussi de l'état de la surface.

La luminance spectrale de la peau in vivo est, d'après la loi de Planck, et d'après le résultat des mesures effectuées par Elam, Goodwin et Williams, sur des échantillons de peau humaine normale prélevée post-mortem, approximativement égale à l'unité pour les longueurs d'onde dépassant 6 microns.

Les travaux de Buchmüller et Buttner montrent que ce facteur d'émission est indépendant de la température dans le domaine étroit des températures cutanées, ainsi que de la direction d'émission d'un angle solide de valeur moyenne autour de la normale à la surface cutanée.

Mais on ne possède pratiquement pas de données concernant l'influence de la peau in vivo sur le pouvoir d'émission, en raison des difficultés que représentent de telles mesures. Il est cependant raisonnable de penser que les modifications tégumentaires normales ou pathologiques

entraînent des modifications du facteur d'émission identiques à des variations de la température et supérieures au pouvoir de résolution des thermographes.

La luminance spectrale de la peau humaine in vivo ayant pour expression

$$L_{\lambda,T} = \sum \lambda . L'_{\lambda,T}$$

Sa température étant comprise entre 26°C et 37°C, elle est, d'après la loi de Planck, ainsi que d'après les mesures du pouvoir d'émission, située dans le domaine de l'émission infra-rouge.

Elle est superposable à celle d'un corps noir pour des longueurs d'ondes supérieures à 6 microns avec un maximum de luminance d'après la loi de Wien pour une longueur d'onde de 9-5 microns.

Ce rayonnement thermique cutané induit la notion de rayonnement thermique, qui suggère l'origine des images thermographiques, avec un dispositif de détection de l'infra-rouge. En effet, la thermographie permet la détection, non des répartitions des températures, mais la répartition des rayonnances sur la surface cutanée. Cette répartition n'est interprétable directement comme répartition de température, qu'à la condition que le facteur d'émission soit constant sur toute la surface cutanée examinée ou supposée comme telle dans les conditions de mesure.

2) Détection du rayonnement thermique

Pour convertir l'énergie infra-rouge cutanée en énergie électrique, on utilise un détecteur dont la sensibilité spectrale correspond à l'émission spectrale de la peau et dont la résistance électrique varie en fonction de l'énergie reçue.

Le détecteur du rayonnement infra-rouge est relié à un amplificateur et utilisé pour la mesure de la température cutanée point par point. Ce dispositif est appelé radiomètre.

Lorsque le détecteur est associé à un dispositif analyseur permettant d'obtenir des images infra-rouges à une cadence lente, on parle de thermographe.

Si les images sont obtenues à une cadence rapide, on parle de caméra infra-rouge ou de thermoscopie.

3) Description des appareils

Nous décrivons plus particulièrement les appareils utilisés dans le service central de radiologie à la Faculté de Médecine de Strasbourg (Direction du Professeur Ch. Gros), et nous indiquerons dans un tableau les autres types d'appareils existants caractérisés par :

- La sensibilité, c'est-à-dire aptitude à déceler la plus petite différence de température.
- La définition, ou possibilité de distinguer le plus petit détail géométrique.
- La cadence d'information, c'est-à-dire le nombre d'images par unité de temps.

Les exigences d'une grande sensibilité, d'une bonne définition et de la rapidité de l'information sont contradictoires, car le pouvoir de résolution thermique et géométrique est d'autant plus élevé que le temps d'analyse est plus long.

(A) Les radiomètres

Les radiomètres enregistrent le rayonnement émis par une surface au moyen d'un récepteur sensible appelé bolomètre. L'appareil décrit est le bolomètre Heimann (type PTWBKB). Sur ce type d'appareil, le signal résulte de la variation de conductance de l'élément sensible dû à son élévation de température.

- Caractéristiques.

Sensibilité spectrale : 1 à 25 microns.

Puissance minimale décelable environ 10^{-9} Watts.

Constante de temps : 10 millisecondes.

Surface sensible rectangulaire : 1,5 x 6 m.

- Description de l'appareil.

(1) La sonde métrique comprend :

- Le bolomètre thermistor en oxyde métallique sur lequel est focalisé à l'aide d'un miroir le rayonnement infra-rouge à mesurer. Le rayonnement provoque une diminution de la résistance électrique du thermistor. Cet élément sensible est de faible dimension afin que son inertie thermique soit peu importante. Il est branché en opposition avec un élément semblable non soumis au rayonnement dans un pont de Wheastone qui sert à la fois à l'alimentation électrique et à la détection du déséquilibre induit par le rayonnement. L'énergie calorifique liée à l'intensité du rayonnement infra-rouge, donc à la température est transformée en signal électrique.
- Le système mécanique modulateur comprend : Un modulateur rotatif constitué par un disque percé de trous avec un moteur qui assure la régulation nécessaire pour la stabilisation thermique de l'émetteur de référence. Ce

disque interrompt 12,5 fois à la seconde le faisceau infra-rouge. Ce faisceau modulé est ensuite dirigé sur le détecteur par un miroir. Ce système a pour objet, d'une part de limiter le faisceau incident à un faible angle solide, d'autre part d'éliminer les fluctuations parasites, ce qui élimine l'influence de la constante de temps du détecteur sur la mesure.

(2) L'amplificateur.

Le signal électrique alternatif de l'ordre du microvolt provenant du bolomètre est transmis à un amplificateur sélecteur électronique. Le courant amplifié est redressé au moyen d'un système synchrone avec le modulateur. Le courant continu obtenu actionnera un galvanomètre dont les déplacements de l'aiguille sont inscrits :

- soit sur un tableau à lecture directe comportant une échelle graduée présentant 150 divisions. L'étalonnage est réalisé de sorte que le point zéro de la graduation correspond à une température de 26° C et le point extrême de la graduation à une température de 41° C.
- soit sur papier millimétré, à l'aide d'un dispositif potentiométrique permettant l'enregistrement continu des variations.

Cette graduation permet d'apprécier une différence de température de l'ordre de 0,1° C.

Le radiomètre est un des moyens les plus précis pour le repérage quantitatif de la température cutanée (Kauffmann et Pittmann), puisque sa précision est de $\pm 0,1^\circ \text{C}$., mais aussi un moyen de repérage pouvant être rendu autonome : radiomètre portatif du type Stoll et Hardy.

(B) Les thermographes

Ils présentent un système de détection thermique dont l'élément principal est un thermo-couple ou un thermistor, ainsi l'énergie rayonnée

par la peau détermine un changement de la température des détecteurs entraînant la transformation de son système électronique qui se traduit par un signal électrique.

Les thermographes présentent une sensibilité identique dans tout le domaine spectral de l'infra-rouge, mais présente un grave défaut inhérent à leur principe, ils sont lents. La constante de temps, c'est-à-dire le temps qu'ils demandent pour effectuer la mesure, est de l'ordre de quelques millisecondes. Or, on ne sait pas actuellement, comme pour les détecteurs de lumière visible en télévision, mettre les détecteurs infra-rouges sous forme de mosaïque, c'est-à-dire, disposer autant de récepteurs qu'on veut analyser de points dans l'image. Si le détecteur infra-rouge met quelques millisecondes pour chaque point, le temps pour explorer toute l'image est long, de l'ordre de 4 mn pour le Barnes.

Modèle M1 thermograph system de Barnes.

- Caractéristiques.

Gamme de température : - 15 à + 110° C.

Sensibilité thermique : 0,08° C.

Différence de sensibilité du blanc au noir :

à la sensibilité maximale : 1° C

à la sensibilité minimale : 10° C.

Angle du champ : 20° x 10°, soit 176 lignes de 350 points.

- Description.

Le thermographe construit par Barnes comprend :

- 1) Un miroir fixe habituellement (60 x 80 cm), placé au-dessus du malade et incliné à 45°. Son rôle est de réfléchir et de diriger les rayons infra-rouges provenant du patient couché vers le système d'enregistrement, car cet appareil a un axe de visée horizontal.
- 2) Un récepteur ou radiomètre formé par un bolomètre thermistor identique

à celui que nous avons décrit dans le radiomètre de Heimann. Il convertit point par point l'énergie calorique du rayonnement infra-rouge liée à l'émission donc à la température, en un signal électrique.

Le courant obtenu est transformé par un système mécanique (séparateur rotatif), en impulsions discontinues. L'amplitude du courant pulsé est de l'ordre du microvolt. Il est amplifié par un préamplificateur et transmis au système électronique.

3) Le système de balayage constitué par un miroir qui effectue un balayage successivement sur 100 lignes et 350 points sur chaque ligne, ce qui constituera une information de 61.600 points.

Ce miroir comporte sur sa face postérieure un miroir du système d'enregistrement, qui effectuera un balayage simultané et identique en impressionnant la plaque photographique finale.

Un spot lumineux est focalisé par une lentille, après réflexion il se superpose au faisceau d'IR à analyser. L'intérêt de ce spot est de visualiser les limites du champ exploré au début de l'examen et d'indiquer le secteur exploré à chaque moment de l'enregistrement, car ces mouvements sont induits par le miroir de balayage. Les angles d'exploration sont de 10° verticalement et de 20° horizontalement avec une résolution de l'angle optique de l'ordre de $1/1000$, c'est-à-dire qu'il existe une distance de 1 mm entre deux points à analyser à la distance focale habituelle d'exploration. La surface analysable est au maximum de l'ordre de 45 x 90 cm et au minimum de 10 x 20 cm.

4) Un système électronique amplifie les signaux fournis par le détecteur, sous forme d'un faisceau lumineux produit par un tube de décharge dont les variations de luminance traduisent les variations du flux provenant de l'objet visé.

5) Un système optique d'enregistrement : Ce faisceau lumineux est dirigé sur le miroir fixé sur la face postérieure du miroir de balayage. Il sera donc animé des mêmes mouvements et pourra être projeté sur une

caméra polaroïde enregistreuse ou un film permettant dès la fin de l'analyse de fournir une image thermique qualitative de la région étudiée.

Le thermographe de Barnes, ainsi que tous les autres appareils ayant un récepteur thermique, nécessite un temps plus ou moins long pour explorer l'ensemble de l'image. Durant ce temps, il peut exister des variations de la température de la surface explorée. Pour permettre la formation d'une image dans un temps plus court, de l'ordre de la seconde, et cela aucun détecteur thermique n'est capable de le réaliser, il a fallu construire les caméras infra-rouges.

(C) Les caméras infra-rouges

Utilisent une autre catégorie de détecteurs, les détecteurs quantiques, où l'énergie absorbée par le système électronique provoque des modifications électriques du solide.

Ces détecteurs sont extrêmement rapides, mais leur sensibilité spectrale est fonction de la nature de la cellule. La caméra L.E.P. qui sera l'objet de notre description, présente les caractéristiques suivantes :

- sensibilité spectrale : 8 à 13 microns.
- Sensibilité thermique : $0,05^{\circ}$
- deux images/seconde.
- champ exploré : $24^{\circ} \times 32^{\circ}$, soit 100 lignes de 135 points.

- Description.

1) Le récepteur : est une cellule de germanium dopée au mercure.

Ce détecteur exige une très basse température de fonctionnement, pour atteindre les performances optimales. Cette température de 4° K est

obtenue au moyen d'un cryostat constitué par trois enceintes concentriques d'hélium, d'azote liquide et de vide.

2) La caméra proprement dite :

Elle est construite autour de ce récepteur, elle transforme les radiations infra-rouges rayonnées par la peau en variations d'énergie électrique.

Un procédé mécanique de balayage effectue l'analyse de l'image point par point.

Le balayage horizontal est effectué à l'aide d'un tambour rotatif à 8 faces planes et réfléchissantes.

Un miroir plan battant synchronisé avec le précédent, assure le balayage vertical.

Ainsi, le nombre d'éléments résolus est de 13500 par image.

3) Le système électronique : Il présente un double but :

- . amplifier les signaux électriques fournis par le détecteur afin de leur permettre de moduler le faisceau d'électrons du tube cathodique.
- . fournir sur la plaque de détection du tube cathodique des signaux synchrones des mouvements de balayage.

4) Le dispositif de visualisation : Est constitué par un oscilloscope sur l'écran duquel apparaît l'image infra-rouge sous forme, soit d'isothermes de $0,05^\circ$ de large, soit d'une image thermoscopique globale.

La photographie à l'aide d'un appareil Polaroid permet la conservation des renseignements obtenus.

Les autres types de caméras sont :

	Détecteur	Refroidissement	Nombre images/sec.	champs observés	Sensibilité
L'AGA THERMO- VISION	InSb	N2 liquide	16 par sec.	$25^\circ \times 12,5^\circ$ soit 125 L. de 250 pts	$0,2^\circ \text{ C}$
LA BOFORS	InSb	N2 liquide	4 par sec.	$25^\circ \times 12,5^\circ$ soit 125 L. de 250 pts	$0,1^\circ \text{ C}$

Ces détecteurs quantiques sont sensibles dans une bande spectrale étroite : celle du InSb entre 3 microns et 5 microns, celle du Ge (Hg) entre 8 microns et 14 microns.

Du point de vue de la mesure des températures cutanées absolues, par comparaison des énergies rayonnées par la peau et un corps noir de référence, on a intérêt à choisir un détecteur dont la sensibilité spectrale se situe au delà de 6 microns, car le facteur d'émission de la peau est identique à celui du corps noir qu'à partir de cette valeur. Par conséquent, il permet une mesure précise des températures absolues par référence directe au corps noir ou bien sur tout le spectre, afin que les écarts du facteur d'émission entre la peau et le corps noir soit négligeable.

La technique des dispositifs existants est en pleine évolution d'une part vers la simplification, d'autre part vers l'amélioration des possibilités des appareils. Ainsi, la caméra LEP sera équipée prochainement d'un détecteur au tellure de cadmium ou de mercure. Ce détecteur refroidi à l'azote liquide à 77°K possédera une sensibilité plus grande et un temps de réponse plus court. On peut espérer que dans un proche avenir le balayage électronique remplacera le balayage mécanique.

4) Type d'information

- Le thermogramme obtenu par un thermographe lent effectuant le balayage en plusieurs minutes constitue une carte de la chaleur obtenue sur un film noir et blanc. Sur ce cliché, sont consignés deux types d'information. Les détails anatomiques et les températures. Les réglages réalisés approximativement ne permettent qu'une approche de l'image thermographique optimale. Ce document est une alternance de zones claires correspondant aux températures les plus élevées et de zones sombres aux

températures les plus basses.

- La thermoscopie résulte d'un balayage dont la cadence minimale est de l'ordre de deux à quatre images par seconde. Elle permet d'obtenir une image constante directement observable sur un écran. L'avantage essentiel n'est pas tant la réduction de la durée d'examen que la possibilité d'une analyse plus exacte, d'une meilleure mise en évidence des régions franchement anormales. Le document n'étant enregistré que lorsque le réglage donne une image thermoscopique avec le maximum d'informations.

- La thermographie isotherme : elle consiste à mettre en évidence les zones d'égale température. On peut ainsi déterminer des bandes de températures variables (minimum quelques centièmes de degrés centigrades) à un niveau de température T que l'on choisit en fonction de la région étudiée. En plus, il est possible de mettre en évidence globalement les zones à température supérieure à celles de l'isotherme.

- La thermographie en couleur : est une transposition des noircissements en nuances colorées, soit en enregistrant directement l'image en couleur par interposition de filtres colorés entre l'écran thermoscopique (image noire et blanc) et le film. Ce procédé est notamment intéressant pour l'enregistrement sur une même image d'une série d'isothermes.

5) Analyses de l'information

L'interprétation par l'oeil de l'image thermoscopique et thermographique noir et blanc comportant une graduation de noircissement est relativement difficile et ne permet souvent qu'une appréciation approximative, inférieure en valeur absolue à la résolution obtenue sur l'image. On essaie de pallier à cette difficulté par la thermographie en couleur et par la photodensimétrie du document thermographique, ainsi que par

l'analyse des isothermes.

6) Valeur de l'information

Sur l'image thermographique et thermoscopique sont consignées les détails anatomiques et les températures. La lecture comporte l'identification et l'interprétation.

- Identification

Elle s'effectue sur les variations de teintes existant au niveau de l'image thermoscopique ou thermographique. Les zones hypothermiques apparaissent noires, alors que les zones hyperthermiques sont blanches. Quant aux zones intermédiaires, le noircissement est d'autant plus important qu'elles sont plus froides.

La détermination des températures absolues s'effectue par comparaison densitométrique avec l'échelle de référence. Alors que l'identification des régions anatomiques et de leurs limites nécessite non seulement des repaires topographiques naturels, mais également le recours à des repaires d'isothermes qui forment un écran pour l'émission infrarouge, et se traduisent par un signal apparemment froid.

- L'interprétation

Elle se fait avant tout par comparaison avec l'homologue symétrique des différences de température en s'aidant de l'échelle de référence.

Les régions franchement blanches ou noires ne peuvent être analysées. Il faut réajuster la sensibilité et la brillance puis faire un nouvel enregistrement. L'information thermographique est toujours discutée en fonction des données cliniques. Toute répartition thermique anormale nécessite une

explication. Ainsi, une asymétrie aux membres inférieurs doit être vérifiée obligatoirement par une exploration radio-clinique complète (pouls, oscillations, accessoirement l'angiographie). Les difficultés résident dans les variations fonctionnelles qui peuvent être notables.

7) Sémiologie pathologique

- Les zones hyperthermiques

Les contours en sont toujours irréguliers. Elles dépassent généralement largement l'aire de projection géométrique de la lésion. Sans caractères différenciés au point de vue étiologique entre un processus inflammatoire, tumoral ou autres, les variations de la répartition témoignent de la présence d'un processus pathologique sans que les modifications puissent apporter des arguments en faveur d'une localisation précise.

- Les zones hypothermiques

Leur appréciation est surtout basée sur l'asymétrie thermique. En effet, si une zone hyperthermique est assez facilement reconnue, l'hypothermie est toujours plus difficile à affirmer. Elles nécessitent un changement de sensibilité puisque le contraste augmente avec une augmentation de la sensibilité. Pour des régions asymétriques, le côté normal peut être faussement pris pour une hyperthermie.

8) Place de la thermographie

La thermographie se situe dans la hiérarchie des investigations radiocliniques entre l'examen clinique et l'examen radiologique spécialisés, tels ceux utilisant les moyens de contraste. Elle entre dans le cadre des investigations ambulatoires, inoffensives et facilement acceptées. Dans de

nombreux domaines pathologiques, ce procédé représente une investigation de débrouillage et de dépistage. Bien qu'encore peu développée, la thermographie s'adresse à toutes les disciplines médicales, avec cependant, un maximum de valeur informative pour le sein, le placenta et la rhumatologie, ainsi que pour les techniques biologiques.

9) Les applications cliniques

(I) Thermographie des affections mammaires

Organe semi-profond, le sein fut le premier à intéresser les promoteurs de la technique thermographique.

Elle s'adresse à quatre grands groupes pathologiques : - lésions inflammatoires, traumatismes, dysplasies, affections tumorales malignes.

La thermographie ne permet pas de diagnostic étiologique, par contre, elle prend toute sa valeur dans le dépistage à grande échelle des affections mammaires :

- dans le diagnostic de localisation du processus pathologique ;
- dans l'information diagnostique complémentaire lorsqu'elle s'insère dans un contexte radioclinique ;
- dans l'établissement du pronostic des tumeurs malignes ;
- enfin, dans la surveillance post-thérapeutique des affections bénignes (inflammations, traumatismes et dysplasies).

Sémiologie thermographique

- Les variations normales. - L'examen thermographique systématique pratiqué sur trois mille malades suivies dans le service de radiologie de Monsieur le Professeur Ch. Gros, a permis de constater la grande variété des images mammaires normales. Ces variations sont sous la dépendance de différents facteurs.

-1) La morphologie du sein. Variable en fonction de sa position, les

quadrants externes échappent à l'incidence comparative de face, alors que les quadrants inférieurs sont mal analysés en position verticale. Par contre, en position de décubitus, les régions sous-mammaires apparaissent fortement hyperthermiques. Ces faits ont conduit à adopter comme incidence préférentielle le décubitus de trois quarts droit et gauche qui permet des interprétations plus faciles.

-2) Activité glandulaire.

. Les variations au cours du cycle menstruel modifient l'image thermographique : + hyperthermie globale dans la phase lutéale du cycle plus accentuée en regard du réseau veineux ; - hypothermie relative dans la phase folliculinique et en fin de cycle.

. Les variations gravidiques. A l'image tigrée du début de la grossesse succède rapidement une hyperthermie diffuse intense qui persiste plusieurs mois après l'accouchement.

. Les variations en fonction de l'allaitement : l'hyperthermie d'aspect tigré s'accroît davantage.

. Les variations ménopausiques : l'état pseudo-inflammatoire d'involution est caractérisé par une hyperthermie pouvant être considérée comme suspecte.

. Les variations post-ménopausiques : elles sont bien connues en raison du nombre important de femmes examinées en période post-ménopausique. L'aspect morphologique le plus constant est réalisé par une région sombre (région froide) en forme de croissant qui occupe une partie du quadrant supéro-interne et la presque totalité du quadrant inféro-interne, et va se terminer dans le quadrant inféro-externe puis une région claire (chaude) qui occupe l'emplacement de l'aérole et se prolonge dans le quadrant supéro-externe et la partie inférieure de l'aisselle. Elle correspond sans doute au parenchyme glandulaire avec son prolongement axillaire et peut-être aussi au drainage lymphatique mammaire externe. A signaler également que le mamelon apparaît sous

forme d'une tache sombre chez la femme ménopausée aussi bien que chez la femme en période d'activité génitale.

- Les variations thérapeutiques. - Il est intéressant de noter que la prise d'anticonceptionnels oraux qui connaissent à l'heure actuelle une large diffusion ne soit pas sans entraîner une modification de la thermographie mammaire en réalisant une image tigrée caractéristique qui persiste plusieurs mois après l'arrêt du traitement.

- Les variations pathologiques. - Parmi les affections mammaires nous ne retiendrons que quelques aspects objectivant les concordances et les oppositions des confrontations radio-thermocliniques.

-1) Inflammations et traumatismes.

Elles se caractérisent de façon habituelle par une hyperthermie concordant avec le degré inflammatoire ou l'étendue des tissus traumatisés.

-2) Les congestions.

Elles soulèvent des problèmes de diagnostic. Elles se caractérisent par une hyperthermie asymétrique dont le caractère essentiel consiste en la régression sous l'influence d'une médication décongestive.

-3) Les tumeurs bénignes.

Elles se caractérisent habituellement par une hyperthermie nette débordant les limites géométriques de la lésion d'autant plus que son siège est plus profond. Rien ne permet cependant la différenciation entre processus bénin et tumeur maligne du point de vue thermographique surtout lorsque l'hyperthermie n'est pas franche ni intense. Il convient donc d'être très prudent dans l'interprétation et se contenter de relever l'anomalie sans vouloir pour autant en tirer une conclusion étiologique. Cependant, dans la surveillance post-thérapeutique des lésions bénignes, elle retrouve toute sa valeur. Les cicatrices chirurgicales apparaissent dans les premiers mois nettement hyperthermiques, en rapport avec les phénomènes de cicatrisation. Par la suite, elles se traduisent par des

zones plus froides que celles de la peau normale en raison de la sclérose.

-4) Les tumeurs malignes.

L'espoir suscité par l'utilité de la thermographie clinique dans le diagnostic du cancer du sein n'a pas donné les résultats escomptés. L'ensemble des recherches sur ce problème nous a conduit à un certain nombre de restrictions.

- . Un examen thermographique isolé ne peut, en aucune manière, constituer un argument décisif. Il faut se méfier de la fausse sécurité qu'il peut procurer.

- . L'étude systématique de dépistage par la thermographie ne doit être envisagée qu'avec prudence.

- . L'image thermoscopique et l'analyse des isothermes sont aujourd'hui un complément indispensable de la thermographie mammaire. Car ces techniques permettent le repérage plus exact des températures cutanées ainsi qu'une localisation plus précise des points pathologiques sur la surface cutanée. La thermographie même techniquement améliorée, doit s'insérer obligatoirement dans un bilan radio-clinique complet.

Les cancers mammaires se manifestent en général par un foyer hyperthermique net concordant avec les données cliniques et radiographiques positives. Cette hyperthermie est localisée ou diffuse, non symétrique par rapport au sein opposé supposé normal. Son importance dépend de la taille du processus, de sa profondeur de son degré inflammatoire, de son potentiel mitotique, de la proximité par rapport à un groupe de canaux galactophoriques.

Les adénopathies axillaires apparaissent presque toujours sur l'image thermographique, par contre, on ne peut en aucun cas déceler une extension à la chaîne mammaire interne. Cette donnée fondamentale appelle

néanmoins un certain nombre de restrictions :

- le foyer hyperthermique ne correspond pas toujours à la localisation anatomique du processus malin objectivé par la mammographie.

- D'autre part, il existe des tumeurs malignes sans traduction hyperthermique. Ces cas relativement rares concernent en particulier certaines squirrhes de petite taille et peu évolutives, et doivent être considérés comme un échec de la méthode.

- il existe des hyperthermies isolées sans anomalie concomitante, tant clinique que radiologique.

Cependant, à l'actif de cette méthode, il faut signaler :

- l'existence de foyers hyperthermiques en parfaite concordance avec la topographie clinique mais sans traduction radiologique.

C'est l'image thermographique qui a conduit à de nouveaux examens radiologiques mettant finalement en évidence un petit cancer débutant.

- Le diagnostic thermographique de tumeurs occultes habituellement confirmées par la mammographie, outre son apport diagnostic, la thermographie présente une valeur pronostique. L'intensité de l'hyperthermie est souvent proportionnelle à l'évolution, alors que l'examen histologique, analyse essentiellement morphologique, ne permet habituellement pas pour un même type de tumeurs de prévoir le caractère évolutif. La thermographie est apte par contre à déterminer approximativement cette évolutivité. Il convient donc d'en tenir compte pour les indications thérapeutiques. Quant à la surveillance post-thérapeutique des affections malignes, la thermographie n'offre aucun intérêt. En effet, après mastectomie et irradiation, l'hémi-thorax du côté opéré ou irradié demeure beaucoup plus chaud que le côté normal et il n'existe plus de possibilités d'examen comparatif en raison des remaniements tissulaires prononcés et irréversibles.

En conclusion, l'examen du thermogramme ne nous permet pas, actuellement, de poser un diagnostic de cancer mammaire, mais constitue

un appoint important au bilan radio-clinique. Nous pouvons espérer que le perfectionnement des techniques et une connaissance plus approfondie de l'interprétation de la carte thermique pourra faire jouer à la thermographie un rôle important dans le diagnostic du cancer du sein au début.

(II) La thermographie dans la détection du placenta

La localisation précise de l'insertion placentaire dans l'utérus répond à une nécessité soit qu'on veuille éviter de blesser un placenta normalement inséré au cours d'une amnio-synthèse, soit qu'on désire affirmer ou infirmer l'insertion *prævia*. L'innocuité de la thermographie en constitue une technique de choix. L'activité métabolique intense du placenta, son importante vascularisation (flux sanguin supérieur à 600 cm³/mn), lui donnent une place de choix parmi les sources de chaleur de l'organisme.

Les images thermographiques sont recueillies en incidence de face, de dos, de profil droit et de profil gauche. Elles constituent une carte thermique variable selon la localisation du placenta.

- La localisation antérieure. - Elle réalise les conditions optimales pour la thermographie. Les parois utérines et abdominales étant en fin de grossesse peu épaisses en raison de la distension ; la masse placentaire peut être détectée facilement en surface. Elle se traduit par une large zone blanche péri-ombilicale remontant plus ou moins haut vers le fond utérin tranchant avec le reste de la paroi abdominale froide donc sombre.

- La localisation fundique. - En raison des conditions semblables, elle donne également des résultats satisfaisants avec une image claire éplacée vers le haut.

- La localisation postérieure. - Elle fournit un thermogramme non pathognomonique caractérisé par une image tigrée : alternance de petites zones froides et de petites zones chaudes avec une petite image cerclée blanche péri-ombilicale plus petite que dans les insertions antérieures. Cette image peu significative, s'explique par l'épaisseur des tissus à traverser et par l'image parasite que constitue la présence des gros vaisseaux vertébraux et des reins en incidence postérieure. Quant aux localisations latérales, elles posent les mêmes problèmes de détection.

- La localisation praevia. - Elle constitue un handicap sérieux du procédé thermographique. En effet, la région abdominale inférieure est parasitée par l'écran de la pilosité pubienne, l'effet cavitaire des creux inguinaux et les zones froides correspondant au crêtes iliaques.

La suspicion de localisation praevia commande de procéder en deux temps : premier temps, la thermographie, si la localisation placentaire est antérieure ou fundique l'image sera suffisante pour le diagnostic et évitera le second temps placento-radiographique qui s'impose si la zone classique est inapparente.

La thermographie ne permet donc pas d'affirmer le niveau exact de l'insertion postérieure, mais rien que le fait de pouvoir affirmer avec certitude une insertion antérieure et fundique représente un très grand intérêt, puisque cette configuration autorise la ponction amiotique trans-abdominale en toute sécurité. De même, pour l'insertion praevia, la thermographie permet parfois d'éliminer son diagnostic. Cette méthode totalement inoffensive pour la mère et le fœtus trouve en obstétrique un large domaine d'application avec une restriction importante : le placenta praevia postérieur dont on peut espérer dans un proche avenir, grâce à l'expérience, à l'affinement des techniques et la connaissance de l'information thermographique, résoudre tous les problèmes thermographiques de topographie du placenta.

(III) La thermographie dans les affections rhumatismales

Trois groupes d'articulations sont particulièrement accessibles à la thermographie : les articulations des mains, des poignets, des épaules et des genoux.

Les autres articulations sont beaucoup plus difficiles à explorer. En effet, les hanches sont anatomiquement en situation profonde et en plus masquées par la projection de l'hyperthermie physiologique des plis inguinaux.

La colonne vertébrale est difficilement accessible en raison de l'épaisseur des masses musculaires latéro-vertébrales. De plus, la région lombo-sacrée est parasitée par la forte hyperthermie de l'encellure lombaire. Les coudes, les chevilles et les articulations du pied sont assez difficilement explorables en raison de leur morphologie, de la difficulté de l'étude symétrique et simultanée à leur niveau, et du refroidissement physiologique toujours considérable au tarse antérieur et aux orteils.

De quel apport peut être la thermographie dans les affections rhumatismales ?

Il nous semble être de trois ordres :

- En tant que diagnostic de localisation d'un processus inflammatoire ou dégénératif en évolution, en association avec les méthodes de détections cliniques, biologiques et radiologiques, certaines localisations infra-cliniques peuvent être dépistées par ce procédé.
- En tant que critère de l'évolution de l'affection rhumatismale .
- En tant que méthode de surveillance des effets thérapeutiques anti-inflammatoires ou par corticoïdes. A l'opposé, en tant que diagnostic étiologique, la méthode ne présente aucune valeur, puisqu'elle ne mesure qu'une grandeur physique, la température superficielle.



1 - Diagnostic de localisation

Les affections inflammatoires ou dégénératrices en poussée, se caractérisent par une élévation thermique habituellement notable. L'interprétation de l'image thermique est parfois délicate et exposée à des erreurs liées à des facteurs psychosensoriels propres au clinicien.

Il serait préférable d'effectuer une analyse photométrique et densimétrique, mais ces opérations sont longues et difficiles et finalement le meilleur moyen d'interprétation précise reste encore l'analyse isothermique directe.

L'exploration thermographique a été utilisée dans diverses affections rhumatismales :

- Les périarthrites scapulo-humérales
- Les polyarthrites rhumatoïdes et psoriasiques
- Les arthropathies goutteuses tophacées
- Les arthroses
- Les tenosynovites
- Le syndrome du canal carpien.

Nous envisageons dans ce travail les différentes articulations explorables :

- Les épaules. Pratiquement dans tous les cas, on peut observer une très nette anomalie de la répartition thermique dans les différentes affections envisagées. Contrairement à l'épaule normale, relativement froide, les périarthrites se caractérisent par un ou plusieurs foyers hyperthermiques à localisations : acromiale, sous-acromiale, deltoïdienne, diffuse à toute l'épaule. Certaines périarthrites, probablement en dehors des phases d'évolutivité, demeurent iso- ou hypothermiques.

L'hypothermie est de règle pour les capsulites rétractives en raison de la nature scléreuse et atrophiante des lésions.

- Les genoux. L'exploration de la face antérieure ou postérieure permet d'obtenir une représentation simultanée et comparative. A l'état normal, la face antérieure des genoux est relativement froide en raison de la faible épaisseur des parties molles et de la vascularisation assez modeste de cette région.

Il n'en est pas de même pour la face interne du genou, nettement plus chaude et le creux poplité qui apparaît constamment hyperthermique par effet cavitairé et par la chaleur transmise à partir des gros vaisseaux.

L'étude de la face antérieure doit toujours être comparative avec celle du côté symétrique. Les cas examinés relèvent essentiellement de lésions inflammatoires (polyarthrite rhumatoïde et psoriasique) et dégénératives (gonarthrose).

Dans le premier cas, l'hyperthermie est en règle intense et diffuse, dans le second cas, la répartition est moins homogène et l'hyperthermie moins accentuée.

- Les poignets et les mains. L'enregistrement des mains se fait dans la position des doigts écartés pour éviter l'interaction du rayonnement infra-rouge des commissures interdigitales. Il faut tenir compte :
 - . des propriétés thermiques différentes des doigts et des ongles,
 - . de la pilosité des faces dorsales des avant-bras et de la main,
 - . des propriétés émissives propres à certains corps étrangers (montres, bagues, etc...).

En raison de la fréquence de la pathologie rhumatismale de l'extrémité distale du membre supérieur, nous envisagerons successivement les modifications rencontrées dans chacune des affections.

2 - Diagnostic étiologique

- La polyarthrite rhumatoïde et psoriasique. On note une hyperthermie très nette, correspondant à la plupart des localisations douloureuses surtout au niveau des plus évolutives. Dans les formes débutantes, ayant moins de six mois d'évolution, on constate des foyers hyperthermiques siégeant au niveau des articulations cliniquement touchées, mais aussi parfois en regard d'articulation où les lésions sont encore au stade infra-clinique. Contrairement à la distribution clinique habituellement symétrique des atteintes articulaires, l'image thermographique ne présente pas ces mêmes caractères de symétrie, puisque la thermographie, examen fonctionnel, objective l'intensité du processus inflammatoire.

Dans les formes évoluées, avec lésions radiologiques et déformations, il y a souvent discordance entre la multiplicité des lésions radiologiques et celles obtenues par la thermographie.

- L'arthrose des doigts. Les anomalies des images thermographiques dans un tiers des cas ne concordent pas avec les déformations anatomiques et les lésions radiologiques.
D'une manière générale, on trouve une hyperthermie notable mais moins importante que celles de la polyarthrite rhumatoïde.
- Les arthropathies goutteuses. Présentent également des foyers hyperthermiques mais sans caractère distinctif.
- Les ténosynovites. Les phénomènes inflammatoires cliniques importants ne se traduisent que modérément à la thermographie.

Les critères d'évolutivité de l'affection rhumatismale semblent proportionnels au degré d'hyperthermie qu'il s'agisse d'une polyarthrite rhumatoïde ou d'une arthrose en poussée évolutive. Les affections non

évolutives demeurent par contre isothermiques. La thermographie prend donc toute sa valeur comme test d'évolutivité en rhumatologie.

3 - Méthode de surveillance

Les critères d'efficacité d'une thérapeutique anti-inflammatoire à l'aide d'un thermogramme, ont été utilisés par les auteurs anglo-saxons comme test thérapeutique.

L'injection intramusculaire de 50 mg d'acétate triméthyl de prednisolone provoque un refroidissement progressif en quelques jours d'une articulation atteinte d'arthrite rhumatismale. Cependant, l'effet de la thérapeutique commence à s'estomper à partir du 7^e jour.

D'un intérêt certain dans les polyarthrites tant au point de vue diagnostic : que comme critère d'évolutivité, la thermographie représente dans les arthroses une investigation valable en dépit de l'inconstance de l'information en raison de la carence des autres méthodes d'investigations et de l'inocuité de cet examen.

(IV) Les affections neurologiques

La thermographie s'adresse à la pathologie :

- vasculaire carotidienne, qui réalise sa meilleure indication.
- aux tumeurs cérébrales.
- aux affections médullaires.
- aux affections neurologiques diverses.

- Les affections vasculaires carotidiennes. C'est à Wood et à ses collaborateurs que revient le mérite d'avoir attiré l'attention sur les modifications thermographiques décelables dans les thromboses et les sténoses serrées de la

carotide interne. En effet, l'insuffisance circulatoire qui en résulte est objectivée en thermographie faciale par une zone hypothermique fronto-orbitaire homolatérale que tous les autres ont retrouvée.

Cette zone froide est détectée dans 89 % des cas des thromboses de la carotide interne ou primitive et occupe la région frontale tributaire de la carotide interne.

La constatation d'une asymétrie fronto-orbitaire témoigne d'une perturbation de l'hémodynamique de l'artère ophtalmique et doit conduire à poser l'indication d'une exploration angiographique, car elle précède l'installation des signes neurologiques déficitaires. Il apparaît que le premier signe d'hypothermie fronto-orbitaire se manifeste lorsque le calibre de l'artère se trouve réduit de 50 %. Selon Wood, la thermographie est plus sensible que l'ophtalmodynamimétrie et en cas de lésion bilatérale carotidienne, les deux examens sont complémentaires. Il faut cependant introduire un certain nombre de restrictions liées à l'existence d'autres facteurs responsables de la diminution de l'émission du rayonnement infra-rouge.

Ainsi, il faut tenir compte d'affections cutanées diverses, de modifications circulatoires d'étiologie différente réalisées par la soustraction du sang des territoires de la carotide interne et de l'ophtalmique rencontrées dans les méningiomes fronto-orbitaires unissant les deux circulations (carotide interne et carotide externe) et les fistules carotido-caverneuses. Selon Wood, ces causes d'erreurs ne limitent pas l'intérêt de la thermographie. Enfin, l'image thermographique permet de juger de l'évolution de la maladie, de l'installation ou non d'une revascularisation spontanée indirecte par circulation de suppléance ou post-opératoire directe.

- Les tumeurs cérébrales. La chevelure forme un écran infranchissable pour l'IR de sorte que le crâne normalement garni de cheveux ne peut être

examiné, sauf dans la région fronto-orbitaire. Certains auteurs effectuent des thermographies sur des crânes préalablement rasés.

Ainsi, les méningiomes se traduisent par une zone de chaleur, alors que les hématomes sous-duraux se manifestent en général par une zone froide.

En réalité, les résultats de l'exploration thermographique des tumeurs intra-crâniennes semblent d'interprétation particulièrement délicate. Le peu de spécificité de la réponse laisse mal augurer des renseignements fournis devant la précision du diagnostic obtenu par d'autres explorations biophysiques.

- Les affections médullaires. Les niveaux de compression médullaire ou le syndrome de section médullaire se traduisent par un niveau thermique relativement discret en incidence ventrale, plus nette en incidence dorsale.
- Les affections neurologiques diverses. Les atteintes neurologiques périphériques, les atrophies musculaires neurogènes, les myopathies, s'expriment sur un thermogramme par une hypothermie du territoire intéressé, dans la genèse de laquelle les troubles trophiques semblent jouer un rôle indiscutable.

(V) La thermographie en cancérologie

En cancérologie, les modifications thermographiques rencontrées sont par ordre de fréquence :

- les zones hyperthermiques : généralement plus étendues que la masse tumorale.
- les anomalies de la répartition thermique, sans que les modifications n'apportent des arguments en faveur d'une localisation précise.
- les zones froides observées surtout dans les métastases cutanées.

Ces trois signes ne peuvent être considérés comme pathognomoniques, mais peuvent, dans une certaine mesure, témoigner de l'activité métabolique du cancer et son degré de surinfection.

Place de la thermographie dans le diagnostic du cancer :

- Pour les tumeurs superficielles. Il n'y a pas d'indication majeure, mais la thermographie peut servir à différencier un naevo-carcinome malin (hyperthermique) d'un naevo-carcinome bénin (hypothermique).
- Pour les tumeurs semi-profondes. Elle réalise l'indication idéale. Par exemple, dans le cancer de la thyroïde qui pose des problèmes scintigraphiques difficiles, l'existence d'une zone chaude thyroïdienne en association avec les données cliniques, constituera un critère suffisant pour porter un diagnostic de malignité.
- Pour la recherche des localisations secondaires. Elle apporte des renseignements complémentaires utiles, ainsi que pour l'appréciation d'une maladie de système.
- Pour les tumeurs profondes. L'image thermographique est très inégale. En effet, ces tumeurs sont, soit trop profondes, donc inaccessibles (foie, colon), soit masquées par les formations anatomiques peu conductrices de chaleur (poumon, corps utérin, ovaires).

En cancérologie, la thermographie est à intégrer dans le cadre radioclinique. Cependant, il est permis d'espérer qu'avec l'amélioration des techniques et une interprétation plus nuancée des images thermographiques, cette méthode deviendra non seulement un examen de dépistage, mais également un témoin de l'activité métabolique d'un cancer, autorisant des conclusions sur le pronostic et sur l'efficacité du traitement.

(VI) La thermographie en pathologie thyroïdienne

Les applications thermographiques dans ce domaine ont abouti à des conclusions souvent surprenantes.

En effet, les hyperfonctionnements thyroïdiens, qu'il s'agisse d'hyperthyroïdie classique diffuse, ou d'un adénome toxique, sont dans la plupart des cas normothermiques ou faiblement hyperthermiques. Or, l'hypersecrétion thyroïdienne, comme en témoigne la fixation élevée d'iode radio-actif à leur niveau, est caractéristique de ces lésions, conséquence d'un métabolisme glandulaire intense dont on pouvait théoriquement attendre une image hyperthermique caractéristique. Ces constatations sont d'autant plus étonnantes que l'hypervascularisation associée semble pourtant constante. Les goîtres simples ou les nodules comportent essentiellement une hyperplasie du tissu thyroïdien sans hyperfonctionnement. A leur niveau, l'hyperthermie est généralement nette sans être très prononcée.

Par contre, les goîtres adénomateux, qui sont le siège d'accidents hémorragiques récents, se caractérisent toujours par des foyers fortement hyperthermiques et fortement localisés. Quant au prolongement intra-thoracique des goîtres cervico-médiastinaux, il n'est jamais apparent sur l'image thermographique en raison de l'obstacle que constitue la paroi sterno-costo-claviculaire.

Les infections (sturmites et kystes infectés) sont constamment hyperthermiques, avec une intensité de l'image en rapport direct avec le degré de l'inflammation.

Enfin, le diagnostic des cancers thyroïdiens ne relève que dans des limites assez étroites de la thermographie. L'image obtenue étant souvent normale, exemple : épithélioma papillaire, parfois hyperthermique mais non caractéristique.

(VII) Les applications à l'immunologie

L'un des problèmes pratiques de l'immunologie consiste à établir des tests d'incompatibilité à l'aide de réactions intradermiques, ou de greffes de peau.

Ces expériences sont d'un intérêt limité du fait de l'interprétation subjective de l'expérimentateur. La thermométrie n'a pas apporté les résultats espérés, la précision de la mesure étant faussée par les modifications de la vasomotricité cutanée au contact des différents types de thermomètres. C'est alors qu'on a pensé à utiliser la thermographie.

Cette méthode peut renseigner utilement :

- Sur l'importance de la libération d'histamine dans une réaction d'hyper-sensibilité du type anaphylactique. L'histamine provoque, en effet, un érythème circonscrit lié à la dilatation des capillaires, avec un gonflement oedémateux en rapport avec l'accroissement de la perméabilité de l'endothélium vasculaire. Ces modifications sont à l'origine de modifications thermiques enregistrables.
- Sur le phénomène d'Arthus. Traduction locale d'une réaction antigène-anticorps, elle est caractérisée par une détérioration de l'endothélium vasculaire avec dépôt de fibrine de thrombocytes et de leucocytes qui provoquent une thrombose ou une hémorragie.

Les perturbations anatomiques sont le support de réactions vasomotrices, vasoconstrictives initiales suivies d'une importante vasodilatation dont la traduction thermique sera une élévation de la température avec un maximum le 2^o jour, suivie d'une chute thermique retardée jusqu'au 10^o jour.

L'étude du rapport chronologique entre l'élévation thermique et l'apparition d'un érythème cutané permet de conclure que le comportement

thermique est bien caractéristique du processus immunologique.

- Le comportement des greffes de peau. L'étude des possibilités de transplantations de tissus entre individus génétiquement non apparentés montre : que la revascularisation, et le moment exact du rejet de la greffe donnent une explication de la tolérance immunitaire du receveur contre les tissus greffés.

On constate que les désordres circulatoires à l'intérieur du greffon peuvent se produire avant que les lésions vasculaires ne deviennent histologiquement visibles. Ce sont ces désordres que la thermographie pourra déceler sans pour autant léser le greffon.

Le rejet du greffon avec début de nécrose se situe entre le 8° et le 10° jour et entraîne des modifications thermiques différentes de celles observées lorsqu'il y a revascularisation avec prise du greffon.

(VIII) Les applications en dermatologie

L'intérêt de l'investigation thermographique réside essentiellement dans le diagnostic précoce des modifications cliniquement encore inapparentes (naevus surinfecté), l'appréciation de la valeur fonctionnelle des tissus (brûlures, cicatrices), l'évolution du retentissement des troubles circulatoires (oedème chronique, ulcère variqueux). Les lésions ulcérées, mêmes surinfectées, apparaissent toujours hypothermiques, car le facteur d'émission n'est plus égal à l'unité.

(IX) Les applications en ophtalmologie

Elles se heurtent à certaines difficultés techniques, les yeux devant rester immobiles durant le balayage de la région oculaire.

La thermographie paraît intéressante pour le diagnostic d'exophtalmies et essentiellement des exophtalmies unilatérales. Si ce symptôme est d'origine tumorale ou inflammatoire, la thermographie met en évidence une forte zone hyperthermique, alors qu'une exophtalmie unilatérale d'une autre origine montre une zone froide.

En traumatologie ophtalmique, le thermogramme apporte des arguments en faveur d'une éventuelle surinfection dans les affections vasculaires très discrètes, ne se traduisant que par des modifications microdensitométriques.

L'écran formé par les verres de contact empêche l'émission d'infra-rouge, donc l'apparition d'une image thermographique.

(X) Les applications en O.R.L.

Quatre domaines sont intéressés par l'exploration thermographique :

- les affections inflammatoires à germes banals ou spécifiques.
- un grand nombre de cancer de la sphère O.R.L.
- certaines tumeurs bénignes.
- les adénopathies cervico-sus-claviculaires inflammatoires ou non.

II - L'EVAPOROGRAPHIE

1) Principe

Utilise la propriété du rayonnement infra-rouge d'accélérer l'évaporation ou de freiner la condensation d'un film d'huile, déposé sur une membrane de faible inertie thermique, en équilibre avec sa propre vapeur.

La condensographie se présente comme une suite de couleurs. L'augmentation d'épaisseur de film d'huile provoque des changements de couleurs en raison des phénomènes d'interférence des lames minces vues en transparence suivant un cycle bien déterminé. Cette couleur étant toujours la même pour une épaisseur du film d'huile donnée au niveau de la membrane. L'inversion du cycle, c'est-à-dire la diminution de l'épaisseur du film d'huile provoque pour la même raison une image dont la couleur change en fonction du rayonnement infra-rouge, donc en fonction de la température, et constitue l'évaporographie. Cette image du film d'huile peut être observée, ou photographiée.

2) Description des appareils

- L'évaporograph Baird Atomic Model J2, comprend :

La cellule de l'évaporographe constituée par deux compartiments séparés par une membrane en nitro-cellulose recouverte de noir d'or, dans lesquels existe un certain degré de vide. L'un des compartiments de cette cellule contient de l'huile et est légèrement chauffée, le film d'évaporation se forme sur la face postérieure de la membrane.

Le système optique, composé par un objectif d'un côté, un oculaire de l'autre, se situe de part et d'autre de la cellule.

L'image infra-rouge est focalisée par un télescope et arrive à la membrane à travers une fenêtre. La membrane est observée du côté opposé à travers une fenêtre de verre. Le champ de vision est de 5° et la sensibilité est d'environ 1° C à 30° C .

- L'évaporograph Baird Atomic KR1.

Diffère du précédent modèle par un système optique à lentille de germanium qui lui donne un champ de vision de l'ordre de 14° .

3) Les applications cliniques

Les applications cliniques de l'évaporographie sont identiques à celles de la thermographie. Mais sa faible sensibilité, environ 1° C aux températures de l'organisme et la durée relativement longue de son cycle d'images, rendent l'évaporographie difficilement utilisable pour un repérage fin des températures cutanées.

Elle constitue une méthode quantitative d'approche des processus pathologiques, mais non une analyse fine de l'information thermique.

III - LA THERMOGRAPHIE HERTZIENNE

Le rayonnement thermique du corps dans sa presque totalité, se situe entre la bande de fréquence des ondes optiques et des ondes radio.

Le pouvoir émissif de la peau se situe entre 5 microns et 15 microns, et constitue la thermographie infra-rouge dans laquelle prédominent les phénomènes quantiques et où les récepteurs sont des compteurs de photons.

Les fréquences supérieures constituent le domaine des fréquences radio.

A ces fréquences, deux phénomènes s'opposent : l'émissivité qui décroît et la transmission qui croît. D'autre part, la précision de localisation de la source de rayonnement est dans le cas le plus favorable égale à la longueur d'onde. Un compromis est donc indispensable lorsque la longueur d'onde croît, entre l'émissivité qui diminue, la transmission qui augmente et la précision qui diminue.

Ce compromis, pourra-t-il être trouvé dans la bande des ondes millimétriques entre 8 mm et 3 cm, domaine de la thermographie hertzienne ? Car ces longueurs d'ondes correspondent aux fenêtres de faible absorption des tissus traversés, raison pour laquelle elles permettront d'étendre la thermographie à la détection des processus inflammatoires et tumoraux profonds, même en cas d'interposition de tissus denses.

Cette nouvelle information, traduisant un gradient de température, sera caractéristique du processus évolutif, car contrairement aux organes superficiels et semi-profonds, la température des organes profonds présente des variations thermiques moindres dans les conditions physiologiques. Cette thermographie hertzienne sera elle aussi purement passive et utilisable selon les mêmes critères que la thermographie infra-rouge.

CONCLUSIONS

La thermométrie médicale connaît actuellement un regain d'intérêt car elle a pris place parmi les moyens d'investigations nécessaires à l'établissement du diagnostic et du pronostic d'un certain nombre d'affections médicales.

Dans ce travail, nous avons tout d'abord retracé l'historique de la thermométrie avec ses différentes étapes.

Après un rappel de physiologie et de physiopathologie, des variations de la température centrale et cutanée, nous avons distingué :

- la thermométrie de contact,
- la thermométrie à distance.

1 - La thermométrie de contact

Elle comprend différentes méthodes de mesure :

Les thermomètres à dilatation et les thermomètres électriques, à thermistance et à thermocouple, sont utilisés en clinique pour le repérage de la température centrale.

Les thermomètres électriques, à thermistance, à thermocouple, les fluxmètres, ainsi que la phosphorographie et les cristaux liquides, permettent le repérage de la température cutanée.

Cette méthode n'échappe pas à un certain nombre de critiques.

Différentes causes d'erreur peuvent être retenues :

- la protection de la surface par le détecteur
- la pression exercée par le détecteur
- les influences extérieures
- enfin, la nature même des détecteurs.

2 - La thermométrie à distance

Technique récemment introduite dans le domaine médical, elle comprend :

- la thermographie
- l'évaporographie
- la thermographie hertzienne, encore du domaine expérimental.

Notre étude a porté essentiellement sur la thermographie, les deux autres méthodes n'étant pas encore entrées dans la pratique médicale.

La thermographie, véritable photographie de la chaleur superficielle, trouve ses applications principales dans la mise en évidence des processus pathologiques superficiels .

Cette méthode n'est pas exemptée de causes d'erreurs, en raison des variations du facteur d'émission de la peau dont il doit être tenu compte dans le choix des détecteurs du rayonnement infra-rouge.

La thermographie ne doit pas être considérée comme étant un élément de diagnostic et de pronostic d'une valeur absolue, mais un élément d'appoint dans un contexte radio-clinique.

La thermométrie médicale constitue un moyen d'investigation sup-

plémentaire pour les cliniciens, elle a la valeur d'une information qui doit être suivie de la mise en oeuvre d'examens plus précis.

VU

STRASBOURG, le 17 mars 1969

LE PRESIDENT DE THESE

Signé : Ch.M. GROS.

VU ET APPROUVE

STRASBOURG, le 24 mars 1969

LE DOYEN DE LA FACULTE DE MEDECINE

Signé : J.CLAVERT.

BIBLIOGRAPHIE

- ASTHEIMER R.W. : Temperature measurement by infra red thermal image.
Temperature : Applied methods and instruments. Vol. 3, part. 2,
p. 1094. New York Reinhold Publ. Corp. (1962).
- ASTHEIMER R.W., WORMSER E.M. : High-speed infra-red radiometers.
J. optic. Soc. Amer., 49 (1959), p. 179-183.
- BARNES R.B. : Thermography of the human body.
Science, 140 (1963), p. 870-877.
- BARNES R.B., GERSHOW-COHEN J. : Clinical thermography.
J. Am. Med. Ass., 185 (1963), p. 949-952.
- BASETT H.C. : The effect of temperature on the skin.
J. Invest. Derm., 1 (1938), p. 417-432.
- BECQUEREL, ANTOINE C. and BRESCHET G. : Recherches expérimentales physio-
physiologiques sur la température des tissus et des liquides
animaux.
Comptes rendus Académie Sciences 3 (1836), 771-781.
- BENEDICT F.G. : The skin temperature of humans.
J. Physiol. 24 (1925), p. 594-605.
- BERNARD E. : Thermometrie cutanée et exploration vasculaire.
Paris Médical 27 (1948), p. 340-345.
- BIEMANN : Skin temperature.
J. Amér. Assoc., 14 (1936), p. 1158-1162.
- BIRNBAUM S.J., KLIOT D.A. : Thermoplacentography : Placental localization
by infra red sensing technic.
Obstet. Gyneco N.Y. (25), (1965), p. 515-519.

- BOAS N.F. : Thermography in rheumatoid arthritis.
Ann. N.Y. Acad. Science, 121 (1964), p. 223-234.
- BOURJAT P. : De la thermographie médicale.
Thèse n° 34, Strasbourg 1966.
- BOURJAT P., GAUTHERIE M., GROS C. : La thermographie infra rouge.
Feuillets d'électroradiologie, 44 (1968), p. 1-12.
- BRASFIELD R.D., SHERMAN R.S., LAUGHLIN J.S. : The role of thermography in the diagnosis of cancer.
Progress in Clinical Cancer (1965), p. 258-263.
- BRISOT J.J., DAUGUET A. : Les détecteurs actuels de rayonnement infra-rouge.
Acta Electro 4 (1961), p. 459-516.
- BROUSSAUD G., RICHARD B. : Intérêt comparé des radiométries infra rouge et Hertzienne.
Ann. de Radiométrie, t. 18, n° 72, 1963.
- BROWN G.H., SHAW W. : The mesomorphic state. Liquide crystal.
CHEM Rev. 57 (1957), p. 1049-1157.
- BUCHMULLER K. : Über die ultrarote Emission, Reflexion und Durchlässigkeit der lebenden menschlichen Haut im Spektral Bereich.
Arch. Ges. Physiol., 272 (1961), p. 360-371.
- BUDD G.M. : Effect of cold exposure and exercise in a wet, cold antarctic climat.
J. Appl. Physiol., 20, 1965, p. 417-422.
- BUREAU J. : Thermométrie électrique.
Techn. Hosp., 19 (1963), p. 87-88.
- BURTON A.C., TAYLOR R.M. : A study of the adjustment of peripheral vascular tone to the requirements of the regulation of body temperature.
Amer. Physiol., 129 (1940), p. 565-574.
- CADE C.M. : Le rayonnement humain comme instrument médical.
Discovery, 24 (1963), p. 14-18.
- CHATONNET J. : Données récentes sur la régulation thermique.
II. Sur l'origine et les sources de la chaleur libérée dans la régulation chimique de la température.
J. Physiol., 51 (2), 1959, p. 319-378.

- CHATONNET J. : Physiopathologie des hyperthermies.
Vie Méd., 38 (juin 1957), p. 755-761.
- CHOUKRUN J. : Les variations thermiques périodiques.
Bull. Féd. Soc. Gyn. Obs. 8, 1956, p. 456-458.
- CIER J.F. : La régulation thermique.
La Presse Médicale, 65 (1957), p. 1405-1406.
- CIER J.F. : L'hyperthermie fébrile.
Rev. Fr. Clin. Biol., 3 (1958), p. 631-640.
- COSTE J. : Variations thermiques en des points symétriques du corps.
C.R. Soc. Biol., 107, p. 1131-1132.
- CRANSTON W.I., GERBRANDY J., SNELL E.S. : Oral rectal oesophagal temperature forturs affected them in man.
Clin. Sc. Lond. (16), 4 (1957), p. 615-626.
- CZERNY M. : Uber Photographie in Ultrarotem.
Z. Physik, 53 (1929), p. 1-12.
- DAUGUET A. : La détection des radiations infra-rouges et ses applications.
Paris, Dunod, 1964.
- DOWNEY J.A., CHIODI H.P., DARLING R.C. : Central temperature regulation in the spinal man.
J. appl. Physio, 22, 1967, p. 91-94.
- DRUMMETER F., FASTEE W.G. : A simple resistance for blood temperature measurments.
Sciences, 105 (1947), p. 73-75.
- ELAM R., GOODWIN D.W., LLOYD WILLIAMS K. : Optical proprietes of the human epidermis.
Nature, 8 (1963), p. 1001-1003.
- FERGASON J.L. : Liquid cristals.
Science Amer., 211 (1964), p. 77-85.
- FINOT A. : Thermometers and clinical thermometry.
Histo. Med., 5, July 1955, p. 89-92.
- FOUGUE : Du thermomètre en médecine.
Diss. (1858).

- FORSTER : Über Thermometermessung bei Kindern.
Im. J. für Kinderkrankheiten, 1862.
- FREEMAN, LUNDER : Quelques facteurs à l'origine de la variabilité de la température cutanée.
Arch. of int. Méd. 6 (1934).
- GARLAND E. : Das Thermometer.
Berlin 1885.
- GASSOT : Des températures locales de l'économie et de leurs variations à l'état pathologique.
Thèse Paris 1873.
- GERSHON-COHEN J., BARNES R.B. : La thermographie infra-rouge de la surface du corps.
Rev. Gevaert (1965).
- GERSHON-COHEN J., BERGER S.M., HABERMAN J.D., BRUESCHKE E.E. : Advances in thermography an mammography.
Am. N.Y. Acad. Sci., 1964, 121, p. 283-300.
- GERSHON-COHEN J. : A short history of medical thermometry.
Ann. N.Y. Academy Sciences, 121 (1964), p. 4-11.
- GERSHON-COHEN J. : Medical thermography.
Scientific American, 1967, n° 216, 94-102.
- GERSHON-COHEN J., HABERMAN, BRUESCHKE E.E. : Obstetric Gynecologic thermography.
Obstetrics Gynecology, 26 (1965).
- GRALL Y., TRICOIRE J. : La thermographie cutanée par cristaux liquides d'esters de cholestérol.
Comptes rendus des séances de la Soc. de Biologie, 161 (1967), p. 1309.
- GRIGNARD V. : Traité de chimie organique.
Paris, Masson et Cie, édit., (1935), p. 1149-1156.
- GROS C.M., ALT J., VROUSOS C. et BASSET A. : Quelques aspects thermographiques en dermatologie.
Journ. de Radiologie et d'électros. 48 (1967), p. 93-95.

- GROS C.M., BOURJAT P., GAUTHERIE M. : L'intérêt de la thermographie en clinique.
Strasbourg-Médical, févr. 1968, p. 140-156.
- GROS C.M., BOURJAT P. et SOUTTER J. : L'exploration thermographique du corps thyroïde.
Communication à la Société de Radiologie de l'Est, Mai 1967,
Journal d'Electroradiologie, 1968, à paraître.
- GROS C.M., BRONNER A., VROUSOS C. : Thermographie en ophtalmologie.
Journal de radiologie et d'Electrologie, 48, 1967, p. 95-97.
- GROS C.M. et coll. : Thermographie des affections rhumatismales de la main et du poignet.
Rhumatologie, XX, 2 (1968), 51-64.
- GROS C.M. : Thermogrammes mammaires.
J. Radio. Electro, 1967, 48, p. 55-60.
- GROS C.M., GAUTHERIE M., BOURJAT P. et VROUSOS C. : Thermographie des affections mammaires.
Communication aux Boerhaave courses, Leyden, Mars 1968. Medical. Thermography, Ed. Kager, Bâle, 1969.
- GROS C.M., WACKENHEIM A., VROUSOS C. et BOURJAT T. : Les premières possibilités de la thermographie dans l'exploration du cerveau.
Neuro-Chirurgie, T. 12, 7 (1966), p. 765-771.
- GROS C.M., WALTER J.P., DELLENBACH P. : Indications respectives de la thermographie placentaire et de la radiographie du placenta.
J. Radiol. Electrol., 1967, 48 p. 50-51.
- GUIGAN H.A. (Mc) : Medical thermometry.
Ann. Med. Hist. New Series, vol.IX, p. 148-154.
- HABERMAN J.D., BARNES R.B., GERSHON-COHEN J., BRUESCHKE E.E. : Application of thermography to clinical medicine.
Med. and Biological illustration, n° 3 (1964).
- HABERMAN J.D., BRUESCHKE E.E., GERSHON-COHEN J. : Thermographic localization of the placental site.
J. Albert Einstein Med. Center, 12 (1964), p. 248-254.
- HANDLEY R.S. : The temperature of beast tumors as a possible guide to prognosis.
Acta Int. Cancer, 18 (1962), p. 822-826.

- HARDY J.D. : The radiating power of human skin in the infrared.
Amer. J. Physiol., 127, 454-462, 1939.
- HARDY J.D. : The radiating power of human skin in the infrared.
Am. J. Physiol., 127 (1935), p. 454-462.
- HARDY J.D. : Radiarion of heat from the human body. The human skin as
a black body radiateur.
J. Clin. Invest., 1934, n° 1, p. 615-620.
- HARDY J.D. : Physiologic of temperature regulation.
Physiol. Rev., 1961, n° 41, p. 521-606.
- HELMUT P., KUEMMERLE : Klinische Calorimetrie und Thermometrie.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1958.
- HERSTEL W. : La base physique de la thermographie médicale.
Ann. radio, 10 (1967), p. 69-72.
- HERSCHEL J.F.W. : Observations of the powers of the prismatic colors
to heat and illuminate objects.
Philos. Trans. Roy. Soc. London (1800), 9, p. 225-283.
- IPSEN J. : La signification de la température cutanée.
Journal de Chirurgie, 4 (1936), p. 83-89.
- IPSEN J. : La valeur des températures cutanées en clinique chirurgicale.
Der Chim., Berlin, Févr. 1936.
- IPSEN J. : Importance pratique de la mesure de la température cutanée.
Mund. Med. Wchrens, 25 (23 juin 1933), p. 968.
- IPSEN J. : L'importance de la température cutanée pour l'interprétation
de l'état fébrile.
Acta Medica Scand., T. 84, n° 6, p. 563, mars 1936.
- IPSEN J. : La signification de la température cutanée.
Journal de Chirurg., 4 (oct. 1936).
- KAUFMAN N.C., PITTMANN J.C. : Quantitative radiometric measurement of
skin temperature.
J. Appl. Physiol., 21 (1966), p. 302-304.
- KAYSER Ch. : Physiologic I.
Paris, 1963, Edit. Médicales Flammarion.

- KIEDRZYNSKI : Nova metoda.
Acta Physiologica Colonica, 8, 1957, p. 377/8.
- LABORIT H., HUGUENARD P. : Hypothermie en chirurgie.
Bord. Chirurg., 1 (1957), p. 5-16.
- LASEGUE : De la température du corps dans les maladies.
Archives Générales de Médecine, 1856.
- LAWSON R.N. : Implications of surface temperature in the diagnosis of breast cancer.
Canad. Med. Ass. J., 75 (1956), p. 309-312.
- LAWSON R.N., ALT L.L. : Skin temperature recording with phosphors.
Canad. Med. Ass. J., 92 (1965), p. 255-260.
- LEPAGE F., RAVINA J.H., SUREAU C., CONJEAUD P. et GIRAULT P. : Applications médicales de la thermographie. Essai de localisation placentaire.
Presse Médicale, 73 (1965), p. 625-627.
- LIPPROS et SCHEGA : Sur la physiologie des températures des tissus.
J. de Chirurgie, 4 (1941), p. 47-49.
- LLOYD, WILLIAMS K. : Mesomorphic cholesterol crystals in surface temperature measurement.
J. Radiol. Electro, 1967, 48, p. 68-69.
- MACDANIEL G.W., ROBINSON D.T. : Thermal imaging by means of the evaporograph.
App. Opt., 1/3 (1962), p. 311-324.
- MAMO H., SEYLAZ J., CARON J.P., HOUDART R. : Mesure du débit sanguin du cortex de l'homme par une méthode semi-quantitative continue et focale.
Rev. Neurolog., 6 (1967), p. 689-713.
- MANSBERG H.P., HENDLER E. : Apprecision multichannel body temperature measurement system.
Temperature Biology and Medicine. Vol. 3, part 3, p. 683,
New York Reinhold Publ. Corp., 1963.
- METZ B. : Données récentes sur la régulation thermique. I - Modalité et contrôle des échanges de chaleur entre l'homme et le milieu.
J. Physiol., 51 (2), 1959, p. 263-318.

- METZ B., SIGWALT D., LAMBERT G. : Effets du travail musculaire et de la chaleur sur le rythme nycthéméral de la température rectale chez l'homme normal.
Journ. Physiol., 50 (2), 1958, p. 412-415.
- MICHEL Ch. : Etude critique des méthodes de repérage de la température cutanée.
Thèse n° 122, Strasbourg, 1968.
- MILAR K.G. : Placental localization by thermography.
Brit. Med. J., 1966, 1, p. 1571-1574.
- MOLNAR G.W., ROSENBAUB J.C. : Surface temperature measurement with thermocouple.
Biology and Medicine. Vol. 3, part 3, 683. New York Reinhold Publ. Corp., 1963.
- MONNEROT - DUMAINE : La thermographie du corps humain.
La Presse Médicale, 72, 1964, p. 191-192.
- MORIN G. : Données relatives à l'hypothermie.
Mars. Chirurg., déc. 1956, p. 551-567.
- MORTON G.A. : Infra red detector.
R.C.A. Rev., 1955, n° 26, 3-21.
- MOSCOVICI : Mesure du rayonnement de la peau humaine.
Thèse Méd., Paris 1939.
- MUGEL J.L. : Applications cliniques de la thermométrie cutanée par Bolomètre Infra rouge.
Thèse n° 16, Strasbourg, 1969.
- PARCHAPPE M. : Galilée. Sa vie. Ses Découvertes et ses travaux.
Hachette, 1866.
- PRUISK B. : Significance of measuring skin temperature in internal diseases.
Lek. Cesk., Avril 1934, p. 372-373.
- RAZGHA A., ZSCLYONKA M. : Skin temperature of healthy individuals.
Magyar Orvosi Arch., 41, 504-511, 1940.
- RIBAUD G. : Mesure des températures.
Edit. Armand Colin, 1936.

- RICHARD B., OPRANDT P., THOMAS F., ROUANET M. et URBAIN G. : Mesure de température par radiométrie hertzienne. Mesures. Tome 29, 9 (1964).
- SAIDMAN J. : Sur la température des mesures de rayonnement thermique de la peau. S.R. Ac. des Sciences, 1933, t. 197, p. 1204.
- SCHEURER et MULLER : Comportement de la température cutanée dans différentes affections, en particulier dans l'inflammation. Deutsch. Arch. für Klin. Wochenschr., Mars 1938, p. 566-570.
- SELAWRY O.S., SELAWRY M.S., HOLLAND J.F. : The use of liquid cholesteric crystals for thermic measurement of skin temperature in man. Molecular Crystals, 1 (1966), p. 495-501.
- SELIGMAN : La mesure thermoélectrique des températures cutanées. Thèse, Paris 1928.
- SEYLAZ J. : Mesure instantanée des petites variations du flux sanguin parcourant un tissu in vivo. J. Physiol., 56, 3, 1964, p. 441-442.
- SEYLAZ J. : Biophysique de la mesure rapide de l'irrigation sanguine locale. Hel. Physiol. Acta, 26, 1968, p. 1-32.
- SEYLAZ : Contribution à l'étude du mécanisme de la régulation du débit sanguin cérébral. Hel. Physiol Acta, 26 (1968), p. 33-61.
- SLUTTER et RIGNBERG (A. Van) : Le rayonnement de la peau chez l'homme. Neederlandisch hdschright of Geneskundes, 1926.
- STOLL A.M., HARDY J.D. : Study of thermocouples as skin temperature. J. appl. Physiol., 2 (1950), p. 531-543.
- STOLL A.M. : A wide range thermistor radiometer for the measurement of skin temperature and environmental radiant temperature. Rev. Sci. Instr., 25, 1964, p. 184-187.
- STUPFEL M. : Base physiologique de l'hypothermie. Rev. de Pathol. générale, 57 (1957), p. 234-251.
- SURRUGUE J. : L'évaporographie. Techniques générales du Laboratoire de Physique. Vol. 2, Editions du C.N.R.S., 1962.

- SURUGUE J. : La phosphorographie. Techniques du Laboratoire de Physique.
Vol. 2, Editions du CNRS, 1962.
- URBACH F., NAIL N.R. and PERLMAN D. : The observations of temperature distributions and of thermal radiations by means of non linear phosphors.
J. Opt. Soc. Amer., 59, 1011, 1949.
- VAN DER STAR P. : The History of thermometry in Medicine.
Medical Thermography, Edité par Karger, Bâle (1969), p. 1-7.
- VAUBEL W., BREZIN C., MERY A. et SCKIGUCHI M. : La valeur de la radiométrie des I.R. dans l'appréciation des tests cutanés.
Rev. Franç. d'Etudes cliniques et Biologiques, 6, 1965, p. 625-630.
- WILLIAMS K.L. et CADE C.M. : L'appareil thermographique dans la médecine et l'industrie.
New Scientist, 23, n° 400, p. 162-167.
- WILLIAMS K.L., WILLIAMS F.J.L. et MANDLEY R.S. : Infrared thermometry in diagnosis of the breast disease.
Lancet, 2 (1961), 1378-1381.
- WOOD F.M. : Thermography in the diagnosis of cerebrovascular disease.
Preliminary rapp. Radiology, 1964, n° 83, p. 540-542.
- WUNDERLICH C.A. : On the temperature in diseases : a manual of medical thermometry. Lond. The New Sydenham Soc., 1871.
- WUNDERLICH C.A. : Das Verhalten der Eigen wärme in Kankheiten.
Leipzig, 1868.
- WYNDMAN C.H. : Role of skin and of core temperatures in man's temperature regulation.
J. Appl. Phys., 20 (1965), p. 31-36.
- X... : Taking temperature in color diagnosis at a glance.
Medical Word. New. Feb. 4 (1966), p. 47-54.
- YOUNG R.J. : Applications of thermography to the problem of placenta localization.
Brit. Med. J., 1964, 2, p. 978-981.

TABLE DES MATIERES

	<u>Pages</u>
INTRODUCTION	1
HISTORIQUE	5
I - Mesure subjective de la température	5
II - L'invention de l'appareil de mesure	5
III - Période intermédiaire de 1600 à 1871	6
IV - Période des applications cliniques	13
V - Les procédés actuels de mesure	15
1) La thermographie IR	
2) La phosphorographie	
3) Les cristaux liquides.	
 I - <u>LA TEMPERATURE :</u>	
<u>SES VARIATIONS PHYSIOLOGIQUE ET PHYSIO-PATHOLOGIQUE</u>	17
I - Définition de la température	17
II - Les échelles thermométriques	17
- L'échelle de Fahrenheit	
- L'échelle Celsius	
- L'échelle de Réaumur	
- L'échelle de Kelvin.	
III - Les variations physiologiques	19
A) Les variations de la température du noyau central	19
1) L'influence métabolique	
2) L'influence de l'activité musculaire	
3) L'influence hormonale	
4) L'influence de l'âge.	
- A la naissance - A la période postnatale -	
Au cours de la croissance - A la sénescence.	
5) L'influence nycthémerale	
6) L'influence climatique	
- La chaleur - Le froid.	

B) Les variations de la température cutanée	22
1) Facteur exogène	
- Influence de la vitesse de l'air - Les influences hygrométriques.	
2) Facteur endogène	
- Métabolique - Musculaire - L'âge - Le sexe - La constitution.	
C) Le transfert de chaleur	26
1) Transfert de la chaleur du noyau central à la surface cutanée.	
2) Transfert de la surface vers le milieu ambiant	
- La chaleur sensible : la convection - Le rayonnement - La conduction.	
- La chaleur latente.	
D) La régulation de la température	30
1) Régulation physique ou thermolyse	
- Le débit sanguin - L'activité des glandes sudoripares.	
2) La régulation chimique ou métabolique	
- La source de chaleur	
- Les foyers thermogènes : Les muscles striés, le foie, l'intestin.	
- Les facteurs hormonaux : La thyroïde - La surrénale.	
E) La tomographie thermique superficielle	37
1) Séméiologie de la répartition thermique superficielle normale.	
2) Répartition thermique cutanée des différentes régions corporelles.	
- La tête - Le cou - La thorax - Les seins - L'abdomen - La région dorso-lombaire - Les membres.	
3) La symétrie cutanée de la température	
4) Les causes des variations locales de température cutanée :	
- Les régions chaudes - Les régions froides.	
F) La régulation nerveuse	41
1) Les centres	
2) Les récepteurs thermiques	
3) Les voies de conduction	
4) Les commandes nerveuses de la thermogénèse	
a) Régulation au chaud ; b) Régulation au froid.	

IV - Les variations pathologiques	44
1 - Les hyperthermies	44
Définition	
Classification : - Hyperthermies liées à des désordres extérieurs - Hyperthermies liées à des désordres intérieurs - Hyperthermies liées à des désordres cérébraux.	
Etiologie des hyperthermies	
Les hyperthermies post-opératoires - Les hyperthermies métaboliques et endocriniennes - Les hyperthermies de chocs - Les hyperthermies infectieuses - L'hyperthermie de l'anoxie.	
2 - Les hypothermies	49
Les hypothermies spontanées	
Les hypothermies provoquées.	
II - <u>LE REPERAGE DES TEMPERATURES PAR CONTACT</u>	51
A) La thermométrie ponctuelle	52
I - Les thermomètres à dilatation de liquide	52
Le thermomètre à mercure :	
a) Principe	
b) Description du thermomètre	
c) Les applications cliniques	
1) Le repérage de la température centrale	
2) En gynécologie : - La détermination de l'ovulation - Le diagnostic précoce de la grossesse - La détermination de la vitalité de l'oeuf.	
3) En pédiatrie.	
II - Les thermomètres électriques	58
1) Les thermomètres à résistance	
a) Principe ; b) Description de l'appareil	
2) Les thermomètres à thermistances	
a) Principe ; b) Description de l'appareil	
3) Les thermomètres à couples thermo-électriques	
a) Principe ; b) Description de l'appareil	
4) Les fluxmètres	
a) Description des fluxmètres.	
Les applications cliniques des thermomètres électriques	71
1) Repérage de la température centrale	
2) Repérage de la température cutanée.	

(I) Les troubles de la circulation artérielle	75
1) L'exploration vasculaire centrale	
2) L'exploration vasculaire périphérique.	
(II) Les troubles de la circulation veineuse	80
(III) Les affections rhumatismales	80
(IV) Les affections nerveuses	82
(V) Les troubles endocriniens	83
(VI) Les processus pathologiques localisés	83
(VII) Surveillance des effets thérapeutiques	84
1) Moyen chimique	
2) Les procédés physiques :	
- la fangothérapie	
- le rayonnement ultra-violet	
- la mécanothérapie	
- les bains carbogazeux.	
 B) La thermographie de contact	 87
I - La phosphorographie	87
a) Définition	
b) Principe	
c) Description de la méthode	
d) Les applications cliniques.	
II - Les cristaux liquides	91
a) Définition	
b) Principe	
c) Description de la méthode	
d) Les applications cliniques :	
(1) Etude du débit sanguin	
(2) En cancérologie	
(3) Les hyperplasies	
(4) Les inflammations.	
 III - <u>LE REPERAGE DE LA TEMPERATURE A DISTANCE</u>	 97
I - La thermographie	98
1 - Principe	
2 - Détection du rayonnement	
3 - Description des appareils :	
A) Les radiomètres	
B) Les thermographes	
C) Les caméras infra-rouges.	

4 - Type d'information	108
- Le thermogramme - La thermoscopie - La thermographie isotherme - La thermographie en couleurs.	
5 - Analyse de l'information	109
6 - Valeur de l'information	110
- Identification - Interprétation.	
7 - Séméiologie pathologique	111
- Les zones hyperthermiques - Les zones hypothermiques.	
8 - Place de la thermographie.	111
9 - Les applications cliniques	112
(I) Thermographie des affections mammaires	
- Séméiologie thermographique	
. Les variations normales	
1-La morphologie du sein	
2-L'activité glandulaire	
- Les variations thérapeutiques	
- Les variations pathologiques	
(II) La thermographie dans la détection du placenta	
- La localisation antérieure	
- La localisation fundique	
- La localisation postérieure	
- La localisation praevia.	
(III) Les affections rhumatismales	
1) Diagnostic de localisation	
- Les épaules - Les genoux - Les poignets.	
2) Diagnostic étiologique	
- La polyarthrite rhumatoïde et psoriasique	
- L'arthrose des doigts - Les arthropathies goutteuses - Les ténosynovites.	
3) Méthode de surveillance.	
(IV) Les affections neurologiques	
- Les affections vasculaires carotidiennes	
- Les tumeurs cérébrales - Les affections médullaires- Les affections neurologiques diverses.	
(V) La thermographie en cancérologie	
- Les tumeurs superficielles - Les tumeurs semi-profondes - Les localisations secondaires	
- Les tumeurs profondes.	
(VI) La thermographie en pathologie thyroïdienne	
(VII) Les applications à l'immunologie	
(VIII) Applications en dermatologie	
(IX) Application en ophtalmologie	
(X) Applications en O.R.L.	

II - L'évaporographie	130
1 - Principe	
2 - Description des appareils	
3 - Applications cliniques.	
III - La thermographie Hertziennne	132
CONCLUSIONS	134
BIBLIOGRAPHIE	137
TABLE DES MATIERES.	

